

# **Vergleichende Computer-/Handvermessung des R-T-Abschnittes im EKG**

von

**Volker Löding**

aus

**Göttingen**

1976 № 221



Digitized by the Internet Archive  
in 2026

Aus dem Institut für Arbeits- und Sozial-Medizin  
und der Poliklinik für Berufskrankheiten  
der Universität Erlangen-Nürnberg  
(Direktor: Professor Dr. med. H.Valentin)

---

# **Vergleichende Computer-/Handvermessung des R-T-Abschnittes im EKG**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde  
dem Fachbereich Medizin  
der Friedrich-Alexander-Universität  
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

**Volker Löding**

aus

**Göttingen**

Gedruckt mit Erlaubnis des Fachbereichs Medizin  
der Universität Erlangen-Nürnberg

---



Dekan: Prof. Dr. med. E. Rügheimer  
Referent: Priv.-Doz. Dr. med. G. Schäcke  
Korreferent: Prof. Dr. med. H. Valentin

Tag der mündlichen Prüfung: 17. Mai 1976

Meiner Frau



Herrn Prof. Dr. med. H. Valentin danke  
ich für die Möglichkeit, die Dissertation  
in seinem Institut anfertigen zu können  
und die stets zuteil gewordene Förderung.

Herrn Priv.-Doz. Dr. med. G. Schäcke  
danke ich für die Überlassung des Themas  
sowie Herrn Dipl. Phys. D. Weltle für  
die freundliche Unterstützung bei der  
statistischen Auswertung der Meßergeb-  
nisse.

## INHALTSVERZEICHNIS:

|                                                                                                      | Seite |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| 1. EINLEITUNG                                                                                        | 1     |
| 2. ELEKTRISCHE ERSCHEINUNGEN DES<br>HERZENS:<br>Physiologische Grundlagen                            | 5     |
| 3. METHODIK                                                                                          |       |
| 3.1 Untersuchungsmaterial                                                                            | 7     |
| 3.2 Verfahren der manuellen Vermessung                                                               | 8     |
| 3.3 Prinzip der maschinellen Vermessung                                                              | 11    |
| 3.4 Auswertung und statistische Be-<br>arbeitung                                                     | 14    |
| 4. ERGEBNISSE                                                                                        |       |
| 4.1 Manuelle Vermessung                                                                              | 16    |
| 4.1.1 Meßergebnisse                                                                                  | 22    |
| 4.1.2 Formeln zur Berechnung der Norm-<br>werte                                                      | 26    |
| 4.2 Übereinstimmungsgrad der maschinell<br>ermittelten Daten mit denen der<br>Handvermessung         | 37    |
| 5. DISKUSSION                                                                                        |       |
| 5.1 Diagnostische Validität elektro-<br>kardiographischer Meßwerte                                   | 43    |
| 5.2 Meßverfahren anderer Arbeitsgruppen                                                              | 45    |
| 5.3 Formeln zur Berechnung der Normwerte                                                             | 56    |
| 5.4 Vermessungszuverlässigkeit des<br>Computers und Brauchbarkeit der ver-<br>wendeten EKG-Parameter | 61    |
| 5.5 Ursachen maschineller Fehlmessungen                                                              | 65    |
| 6. ZUSAMMENFASSUNG                                                                                   | 74    |
| 7. LITERATURVERZEICHNIS                                                                              | 77    |
| 8. ANHANG                                                                                            | 92    |

## 1. EINLEITUNG

In vielen Industriestaaten sind kardiovaskuläre Erkrankungen die häufigste Todesursache (8, 10). Diese Tatsache verlangt die frühzeitige Erfassung von Personen mit erhöhtem Risiko für Herzerkrankungen (17). Als zuverlässige, nicht eingreifende Untersuchungsmethode bietet sich die Elektrokardiographie an. Prognostisch wichtige Parameter beim Einsatz der Elektrokardiographie als Suchverfahren für eine koronarmyokardiale Funktionseinbuße sind Veränderungen des ST-T-Segmentes sowie Reizbildungs- und Reizleitungsstörungen (18). Die Sensibilität der Untersuchung läßt sich durch die Elektrokardiographie während Belastung erhöhen. Damit wird auch ein wesentlicher Teil der Fälle einer latenten bzw. transitorischen Koronarinsuffizienz erfaßt, in denen das Ruhe-EKG unauffällig ist oder nur atypische Veränderungen zeigt (64).

Nach einer fast 70jährigen Erfahrung auf dem Gebiet der EKG-Diagnostik sind die Kriterien zur Bewertung und Deutung noch keineswegs einheitlich und vollständig geklärt, so daß auch für den Spezialisten die Diagnostik in vielen Grenzfällen nicht selten zu einer subjektiven Entscheidung wird (28). Besondere Schwierigkeiten ergeben sich bei der Beurteilung von Belastungsreaktionen im EKG. Dennoch sollte auf die EKG-Registrierung während körperlicher Beanspruchung nicht verzichtet werden (15, 24, 47, 64, 94, 108).

Die technische Entwicklung erlaubt heute die radiotelemetrische Übertragung von Elektrokardiogrammen aus mehreren Ableitungen, so daß nicht nur die üblichen Formen der Ergometerbelastung, sondern auch Langzeituntersuchungen außerhalb des Prüfstandes im Laboratorium unter den täglichen Belastungen des Berufslebens möglich sind. Eine physiologische, alltägliche Belastung für Herz und Kreislauf ist die körperliche Arbeit. Keine andere Belastungsform führt zu höheren Steigerungen des Herzminutenvolumens (101). Als präventivmedizinisches Untersuchungsverfahren hat sich in der Arbeitsmedizin die radiotelemetrische Langzeitüberwachung von Herzschlagfrequenz und EKG als Parameter der kardiozirkulatorischen Beanspruchung durchaus bewährt (88, 89, 91). Damit lassen sich nicht nur die Auswirkungen physischer, sondern in begrenztem Maß auch psychomentaler Belastungen auf das kardiozirkulatorische System am Arbeitsplatz erfassen (105).

Ein Nachteil derartiger Langzeitstudien ist ein überaus großer Datenanfall, der bei angemessenem Zeitaufwand nur stichprobenartig eine Vermessung und Auswertung der gesamten Aufzeichnung erlaubt. Hier bieten sich automatische Verfahren zur EKG-Auswertung an (22, 32, 35, 40, 78). Ein Computer läßt sich dazu einsetzen, nur die Abschnitte der Magnetbandaufzeichnung zu ermitteln und auszudrucken, die krankhafte Veränderungen zeigen und daher einer ärztlichen Überprüfung bedürfen. Voraussetzung für eine erfolgreiche Anwendung in

Screening-Untersuchungen ist allerdings ein Minimum an falsch negativen Befunden, d.h. daß nur ein tolerierbares Minimum an pathologischen Befunden übersehen wird. Dann würde eine ärztliche Nachkontrolle der vom Computer als "normal" klassifizierten Elektrokardiogramme nur in begrenztem Rahmen erforderlich sein (39, 68).

Der notwendige Grad an Zuverlässigkeit ist aber nur auf der Grundlage exakter, gut reproduzierbarer Messungen möglich. Die Grenzen der verarbeiteten Parameter zwischen "normal" und "pathologisch" müssen eindeutig definiert und zahlen- oder formelmäßig zuverlässig erfaßbar sein.

Für die klinische Routinediagnostik, bei der vorwiegend Ruhe-Elektrokardiogramme registriert und befundet werden, sind innerhalb der letzten beiden Jahrzehnte zahlreiche Programme zur automatischen EKG-Analyse entwickelt worden (7, 20, 21, 25, 31, 34, 58, 71, 72, 78, 79, 85, 103, 107). Wenn auch im diagnostischen Prozeß der Arzt durch den Rechner nicht vollständig ersetzt werden kann (14, 32, 37, 68, 87), so sind die Probleme der maschinellen Vermessung bereits weitgehend gelöst. Die Mehrheit der Elektrokardiogramme kann also mit großer Genauigkeit verarbeitet werden (21, 25, 34, 44). Schwierigkeiten ergeben sich jedoch bei der maschinellen Auswertung, wenn im Elektrokardiogramm ein ungünstiges Verhältnis zwischen Stör-

pegel (Netzbrumm, Muskelzittern, Spikes, Wandern der isoelektrischen Linie u.a.) und Nutzsignal auftritt. Die heutigen Computerprogramme sind der menschlichen Fähigkeit, Störpegel zu tolerieren, unterlegen (25, 103).

Eine deutliche Interferenz des Signals mit Fremdspannungen wird aber in der Regel bei der Registrierung von Belastungs-Elektrokardiogrammen auftreten. Aus den oben erwähnten Gründen ist jedoch eine maschinelle Auswertung derartiger Aufzeichnungen von großem Interesse.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist, die Meßergebnisse einer automatischen EKG-Analyse<sup>+</sup> von Belastungs-Elektrokardiogrammen mit denen der manuellen Vermessung zu vergleichen und folgende Fragen zu klären:

1. In welchem Maße stimmen die Ergebnisse der automatischen EKG-Analyse mit denen der Handvermessung überein?
2. Was sind die Ursachen grober Fehlmessungen?
3. Welchen Einfluß hat die Herzschlagfrequenz auf den Normalbereich der vermessenen Parameter?
4. Welche Parameter erweisen sich bei der Vermessung als besonders zuverlässig?

<sup>+</sup> Programm der Siemens AG, Erlangen (H. Riedl, K.H. Hott, W. Ertel)

## 2. ELEKTRISCHE ERSCHEINUNGEN DES HERZENS

### Physiologische Grundlagen

Die Spannungsquelle für das Elektrokardiogramm ist ein transmembraner Ionenstrom, der abhängig ist von der Ionenverteilung zu beiden Seiten der Zellmembran (53). Im Zellinneren ist die Konzentration der Kaliumionen höher als außen. Für Natrium gelten genau die umgekehrten Verhältnisse ( $[Na^+]_{\text{außen}} > [Na^+]_{\text{innen}}$ ). Nach den Gesetzen der Diffusion wird ein Konzentrationsausgleich beider Ionenarten angestrebt. Die lebende Zelle ist aber nicht für beide Kationen gleichermaßen gut durchlässig. Es kommt zu selektiven Permeabilitätsunterschieden, die in erster Linie vom jeweiligen Funktionszustand der Zelle abhängig sind. In der Ruhephase überwiegt der Kalium-Efflux den Natrium-Influx, und da es sich dabei um positiv geladene Teilchen handelt, ist mit dem Ionenstrom auch ein Transport elektrischer Ladungen verbunden. Mit dem Kalium gelangen mehr positive Ladungen an die Außenfläche der Membran als in umgekehrter Richtung mit dem Natrium ins Zellinnere transportiert werden. Die ruhende Herzmuskelzelle ist also außen positiv geladen. Ganz entschieden ändert sich das Bild in der Phase der Erregung: Die Permeabilität wird zunächst für Natrium-Ionen schlagartig erhöht. Es kommt zu einem massiven  $Na^+$ -Einstrom entsprechend dem ionalen Konzentrationsgefälle und den damit verbundenen Verschiebungen elektrischer Ladungen, die eine Depolarisation und Um-polarisation an der Grenzmembran bewirken. Die Zelle ist zur Zeit der Vollerregung außen negativ. In der nun anschließenden Phase der Repolarisation wird die Permeabilität für Kalium vergrößert, während die des Natriums allmählich wieder abnimmt. Dabei bildet sich vorübergehend ein dynamisches Gleichgewicht zwischen Ein- und Ausstrom der Kationen, so daß in diesem Intervall keine wesentlichen Spannungsänderungen zu verzeichnen sind. Die vom Zellinnern nach außen abgeleitete monophasische Aktionsstromkurve weist während dieser Gleichgewichtsphase der Erregung ein Plateau auf, das beim Arbeitsmyokard etwa 20 mV über der Nulllinie liegt (99). Diesem Plateau entspricht im

Elektrokardiogramm die isoelektrisch verlaufende ST-Strecke (53).

Im Endteil der Repolarisationsphase (T-Zacke im EKG) überwiegt schließlich der Kaliumauswärts- den Natriumeinwärtsstrom. Es kommt zur Wiederherstellung der elektrischen Ausgangslage, die allerdings biochemisch den Ruhezuständen noch nicht entspricht. Dazu bedarf es aktiver, energieverbrauchender Stoffwechselvorgänge (Ionenpumpen), die während der Diastole die ursprünglichen Konzentrationsgefälle der Kationen wieder aufbauen.

TRAUTWEIN et al. konnten zeigen, daß beim Warmblüterherzen nicht nur die Gesamaktionsstromdauer, sondern auch die einzelnen Abschnitte der Repolarisation deutlich von der Herzschlagfrequenz abhängig sind (96, 97, 98). Insbesondere die Länge der ST-Strecke und die Dauer der T-Welle verkürzen sich bei Frequenzzunahme. Durch Hypoxie ist dieser Effekt noch verstärkt, und es kommt in der monophasisch abgeleiteten Aktionsstromkurve zum Plateauverlust (99).

Indirekt lassen sich Rückschlüsse auf diese elementaren transmembranen Spannungsverschiebungen gewinnen, wenn die Potentialdifferenzen nicht intrazellulär abgeleitet, sondern beide Elektroden außerhalb der Zelle angebracht werden, denn nach dem "bioelektrischen Grundgesetz" verhält sich der erregte Muskelbezirk elektronegativer gegenüber dem unerregten Bezirk (43).

Eine derartige Ableitungsmöglichkeit wird bei der EKG-Registrierung wahrgenommen. Allerdings muß mit Fehlerquellen gerechnet werden, wenn auf Grund von elektrokardiographischen Messungen Rückschlüsse auf die Elementarfunktionen des Herzens gezogen werden sollen.

### 3. METHODIK

#### 3.1 Untersuchungsmaterial

Als Testaufzeichnungen wurden Elektrokardiogramme von 10 klinisch gesunden Probanden verwandt. Es handelte sich um radiotelemetrisch übertragene simultane Registrierungen aus den drei bipolaren präkordialen Ableitungen D, A, J nach Nehb in einer modifizierten Form (89). Die Probanden wurden einer dosierten Mehrstufenbelastung auf dem Fahrradergometer unterzogen. Es wurden Leistungsstufen von 25, 50, 75, 100 Watt bei je 4 min Dauer gewählt. Die EKG-Registrierung erfolgte

- a) in Ruhe vor Belastungsbeginn,
- b) am Ende jeder Belastungsstufe,
- c) während der sich anschließenden Erholungsperiode am Ende der 1., 3. und 5. Minute.

Die Elektrokardiogramme wurden analog auf Magnetband gespeichert und simultan für die manuelle Vermessung mit 50 mm/sec Papiervorschub ausgeschrieben. Die maschinelle Auswertung der Elektrokardiogramme vom Magnetband übernahm ein Computer (Rechner 404/3, Siemens AG, Erlangen; Programm von H. Riedl, K.H. Hott, W. Ertel).

Die manuelle Vermessung erfolgte ohne Kenntnis der Computerergebnisse.

### 3.2 Verfahren der manuellen Vermessung

Abbildung 1 veranschaulicht die manuell vermessenen EKG-Parameter. Als Referenzpunkt für die Konstruktion der isoelektrischen Linie wurde der Teil der PQ-Strecke ausgewählt, der unmittelbar vor Beginn des Kammerkomplexes lag. Die so gefundenen Bezugspunkte von jeweils zwei aufeinanderfolgenden Zyklen wurden geradlinig miteinander verbunden und diese Linie ausnahmslos als Bezugslinie für die drei Amplitudenmessungen definiert. Zur weiteren Ermittlung der ST-Pegel wurde die Strecke  $R_{\max} - T_{\max}$  geachtetelt und die Amplituden am Ende des 1., 2. und 3. Achtels hinter  $R_{\max}$  gemessen.

Für die Zeitmessungen kam es darauf an, möglichst eindeutige charakteristische Kurvenpunkte festzulegen.

Relativ gut bestimmbar sind die Maxima der R-Zacken und häufig auch die der T-Wellen. Schwierigkeiten ergeben sich aber in der Regel bei der konventionellen Festlegung von S-Ende und besonders von T-Beginn. Für diese beiden Punkte wurden folgende geometrische Hilfskonstruktionen angewandt:

Zunächst wurde das längste geradlinig verlaufende Teilstück der ST-Strecke aufgesucht und durch dieses Teilstück eine Tangente gelegt. In ähnlicher Weise wurden im aufsteigenden Schenkel der S-Zacke und der T-Welle Tangenten so einge-

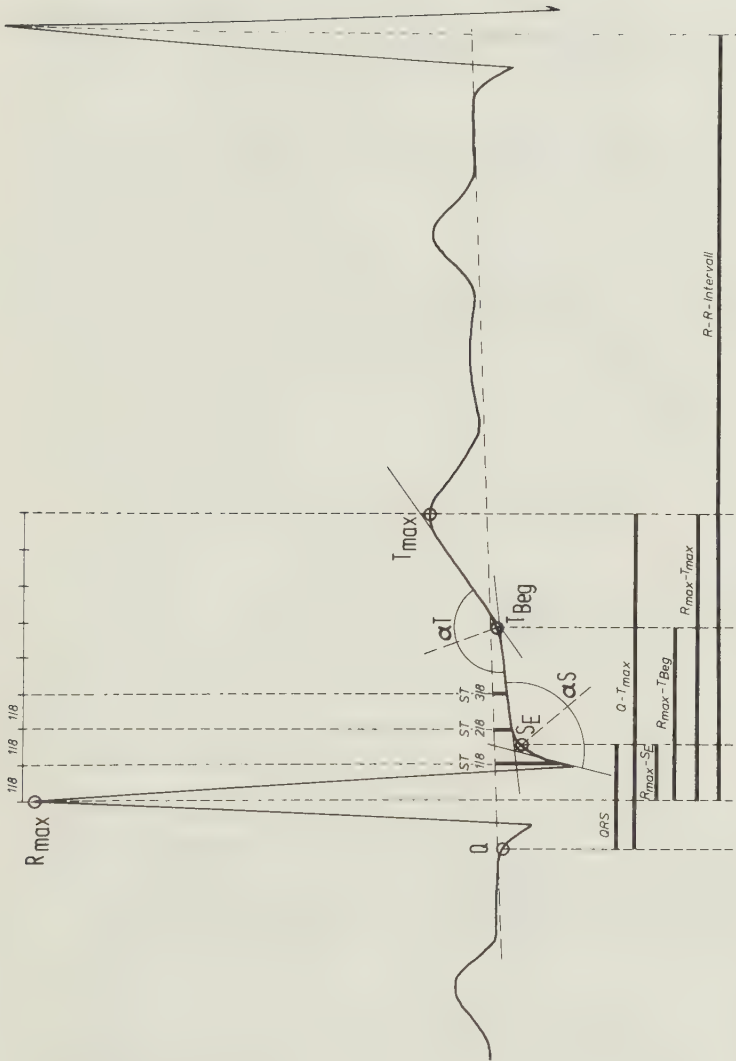


Abbildung 1: Darstellung der manuell ermittelten EKG-Parameter. Die 6 waagrecht Balken verdeutlichen die Zeitmessungen, die 3 senkrechten die ST-Pegel. Zur Festlegung von S-Ende und T-Beginn wurden geometrische Hilfskonstruktionen angewandt. Der Punkt Q wurde nach denselben Kriterien definiert wie S-Ende, jedoch entfiel wegen der Kleinheit der zugehörigen Zacke das Einzeichnen von Hilfslinien.

zeichnet, daß sie mit einer möglichst großen Strecke der Kurve übereinstimmen. Auf diese Weise ergab sich im Bereich von S-Ende der Winkel  $\alpha_S$ , bei T-Beginn der Winkel  $\alpha_T$ . Der Schnittpunkt der jeweiligen Winkelhalbierenden mit dem EKG-Kurvenzug ergab die gesuchten Punkte  $S_E$  und  $T_{Beg}$ .

Der entscheidende Vorteil dieser Methode liegt darin, daß klare Schnittpunkte erhalten werden, was eine Vermessung bei höherem Störpegel erleichtert.

Gemessen wurden

- 3 Amplituden:
- a. ST 1/8
  - b. ST 2/8
  - c. ST 3/8
- und 6 Zeiten:
- a. R-R-Intervall
  - b. QRS-Dauer
  - c.  $Q-T_{max}$
  - d.  $R_{max} - S_E$
  - e.  $R_{max} - T_{Beg}$
  - f.  $R_{max} - T_{max}$

Ergänzt wurden die direkten Meßwerte noch durch die beiden aus  $R_{max} - S_E$ ,  $R_{max} - T_{Beg}$  und  $R_{max} - T_{max}$  durch einfache Subtraktion errechneten Parameter

$$S_E - T_{Beg} \text{ und } T_{Beg} - T_{max}.$$

Von jedem EKG wurden drei aufeinanderfolgende Kom-

plexe der Ableitung A vermessen. Wenn dort ein Kurvenpunkt nicht bestimmbar war, wurde er in einer der beiden anderen simultan registrierten Ableitungen D oder J aufgesucht.

Die Messungen erfolgten unter Verwendung einer Lupe und einer durchsichtigen Kunststoffplatte mit eingraviertem Millimeternetz (Fa. Aristo, Hamburg; Quadratnetzplatte Nr. 5910). Die Strecken wurden auf 1/4 mm genau abgelesen. 1/4 mm entspricht bei dem Papiervorschub von 50 mm/sec einem Zeitintervall von 5 msec. Die obere Grenze der Ablesegenauigkeit bei den Amplitudenmessungen lag ebenfalls bei 1/4 mm, was bei den vorliegenden Elektrokardiogrammen größenordnungsmäßig einem Fehlbetrag von 0,05 mV entspricht.

### 3.3 Prinzip der maschinellen Vermessung

Die Grundlagen für die automatische EKG-Auswertung ergeben sich aus der ärztlichen Interpretation:

Es müssen

- a) die einzelnen Wellen identifiziert,
- b) ihre Formen analysiert,
- c) charakteristische Anfangs- und Endpunkte der Wellen und Zacken festgelegt
- d) und diagnostisch relevante Parameter vermessen werden.

Die Ergebnisse lassen sich in einem weiteren Programmteil mit Normwerten vergleichen. Aus der

Kombination verschiedener Bewertungskriterien ergeben sich dann Anhaltspunkte für eine Verdachtsdiagnose.

Während der Mensch das Elektrokardiogramm als Gesamtkurvenzug erfassen und beurteilen kann, wobei bei der Vermessung einzelner Parameter oft nur sekundäre Bedeutung zukommt, muß die Kurve für den Computer in eine Punktfolge zerlegt und an jedem Punkt die Spannung ermittelt werden. Diese Umwandlung kontinuierlicher Potentialschwankungen in eine Folge von Einzelzahlen heißt Analog-Digital-Umwandlung und geschieht je nach Programmsystem mit einer Abtastfrequenz von 200 bis 1000 Hz (63, 67).

Je höher die Umwandlungsfrequenz gewählt wird, desto genauer wird das Analogsignal wiedergegeben (67). Das führt aber auch zu einem proportionalen Anstieg des Datenanfalls und damit der Rechenzeit, des Kernspeicherbedarfs und letztlich der Kosten pro EKG-Auswertung. Das Riedl-Programm arbeitet mit einer Umwandlungsfrequenz von 250 Hz, d.h. ein Kurvenstück von 1 sec Länge wird in 250 aufeinanderfolgende Punkte zerlegt. Das Intervall zwischen je zwei nebeneinanderliegenden Punkten beträgt demnach 4 msec. Damit ist bereits eine obere Grenze für die Genauigkeit der Zeitmessungen vorgegeben.

Die Exaktheit der Amplitudenmessungen wird dagegen von der Auflösungsgenauigkeit bestimmt. Sie ergibt

sich durch die Umwandlung der Spannungsgrößen in Digitalwerte, wobei die Anzahl der zur Verfügung stehenden Binärziffern (bits) für die Auflösungsgenauigkeit ausschlaggebend ist. Bei der von uns durchgeführten Computervermessung wurde mit einer Auflösungsgenauigkeit von 10 bit gearbeitet. Damit stehen  $2^{10} = 1024$  Spannungsstufen zur Verfügung (57), so daß Amplitudenänderungen von 1<sup>0</sup>/oo noch beschrieben werden (28).

Als Besonderheiten des verwendeten Programms seien erwähnt:

- a) Bevor eine EKG-Kurve vermessen wird, werden die Zyklen, die deutlich von der am häufigsten vorkommenden Form abweichen, nach Berechnung von "Ähnlichkeitsindizes" (85) ausgesondert. Die restlichen Perioden werden gemittelt. Erst der gemittelte Zyklus wird nach weiteren Glättungsprozeduren vermessen.
- b) Die Basislinie wird mit einem nichtlinearen Verfahren unter Verwendung von Digitalfiltern korrigiert. Diese Methode kann bei der manuellen Auswertung nicht nachvollzogen werden, so daß u.a. systembedingte Unterschiede bei den Amplitudenergebnissen zu erwarten sind, die dann nicht als Fehlmessungen gedeutet werden können (12).
- c) Wie bei der manuellen Methode werden alle drei simultan registrierten Ableitungen

zum Aufsuchen der charakteristischen Kurvenpunkte herangezogen, wobei die Ableitung Nehb A bevorzugt zu vermessen ist.

- d) Sobald der Beginn der T-Welle nicht bestimmbar ist, wird die Länge der ST-Strecke willkürlich auf 100 msec festgesetzt.
- e) Zusätzlich zu den manuell vermessenen Parametern werden drei weitere ST-Pegel (ST 1/4, ST 2/4, ST 3/4) ermittelt. Es handelt sich dabei um Amplitudenmessungen am Ende des 1., 2. und 3. Viertels der ST-Strecke.

Die Ergebnisse der Computerauswertung wurden mit Ausnahme der QRS-Dauer und  $Q-T_{\max}$  zur weiteren Auswertung auf Lochkarten ausgestanzt und zusätzlich von einem Schnelldrucker als Protokoll ausgegeben.

### 3.4 Auswertung und statistische Bearbeitung

Die manuell ermittelten Meßergebnisse wurden zur weiteren Verarbeitung auf Lochkarten übertragen. Die Berechnung der Mittelwerte, Standardabweichungen, Variationskoeffizienten, lineare und nichtlineare Regressionsanalysen erfolgte im Rechenzentrum der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg mit dem Rechner "Control Data 3300".

Um die Frage zu beantworten, in welchen Fällen und aus welchem Grunde das Meßergebnis des Computers vom manuellen Kontrollwert eine große Differenz auswies, wurden sämtliche vom Computer ermittelten Einzeldaten und die entsprechenden visuell gefundenen Meßwerte in insgesamt 80 Koordinatensysteme eingezeichnet. An Hand der Originalregistrierungen der Elektrokardiogramme und dieser eingezeichneten Meßdaten wurden die Zyklen maßstabgerecht rekonstruiert. Häufig war danach die Ursache der Fehlmessungen offenkundig. Bestanden jedoch Zweifel, so wurden sämtliche Zyklen der zugehörigen 8-sec-Aufzeichnung nachträglich manuell vermessen und die Lage der so gefundenen Mittelwerte im Koordinatensystem markiert, um eine endgültige Beurteilung zu erleichtern.

#### 4. ERGEBNISSE

##### 4.1 Manuelle Vermessung

Von den 10 Probanden lagen insgesamt 80 Aufzeichnungen vor. Die Registrierdauer betrug für jede Belastungsstufe 8 sec, so daß je nach Höhe der Herzschlagfrequenz 6 bis 20 Zyklen zur Auswertung zur Verfügung standen.

Aus jedem EKG konnten deshalb die aufeinanderfolgenden Komplexe herausgesucht werden, die eine eindeutige dreimalige Vermessung möglichst aller Zeiten und Amplituden erlaubten. Es ließen sich nahezu ausnahmslos  $3 \times 80 = 240$  Einzelergebnisse für jeden Parameter ermitteln. In den Fällen, in denen eine eindeutige Bestimmung eines Wertes nicht möglich war, wurde auf die Messung verzichtet.

Die Qualität der vorgelegten Kurven war uneinheitlich, so daß sehr verschiedene Schwierigkeitsgrade der manuellen Vermessung zu bewältigen waren.

Aufgrund einer Überlagerung der Herzmuskel-potentiale durch die Netzfrequenz (50 Hz) und Muskelpotentiale lag der Störpegel zwischen 0,1 und 0,4 mV. In Einzelfällen überschritt er 1 mV. Die Determinierung der isoelektrischen Linie war gelegentlich durch respiratorische Niveauschwankungen erschwert. Ausschlaggebend für die

Sicherheit der Vermessung erwiesen sich weniger die Absolutbeträge der Fremdspannungen als vielmehr die Relation zwischen Größe des Nutzsignals und der Höhe des Störpegels. Niedrige Q-Zacken und langsam ansteigende flache T-Wellen verursachten Schwierigkeiten bei der Festlegung der Punkte Q und T<sub>Beg</sub>, während das Maximum der R-Zacke noch sicher zu ermitteln war.

Die individuelle Form und die Amplitude der jeweils auszuwertenden Zacke oder Welle waren also bei gegebenem Störpegel für die Meßgenauigkeit von entscheidender Bedeutung, wie die Beispiele in den Abbildungen 2 bis 4 zeigen.

Abbildung 2 zeigt eine Aufzeichnung unter 75 Watt Belastung. Zur Auswertung gelangten in diesem Fall die ersten drei EKG-Komplexe. Der Punkt Q wurde aus Ableitung D (obere Kurve) ermittelt, da sich dort die Q-Zacken am deutlichsten vom Störpegel abheben. Die S-Zacken sind in Ableitung J (unterer Kurvenzug) am stärksten ausgeprägt. Das Einzeichnen der Tangenten ließ sich hier am leichtesten ausführen, so daß der Punkt S<sub>E</sub> in Ableitung J ermittelt wurde. Die übrigen Kurvenpunkte wurden in Ableitung A (mittlere Kurve) aufgesucht und eingezeichnet. Erst nach der Festlegung sämtlicher charakteristischen Punkte begann die eigentliche Vermessung. Die Aufnahmequalität des Elektrokardiogramms ist, abgesehen von den respiratorischen Schwankungen der isoelektrischen Linie in den Ableitungen A und J,

EKG, Abl. Nehb 07 30 00.12040 75000

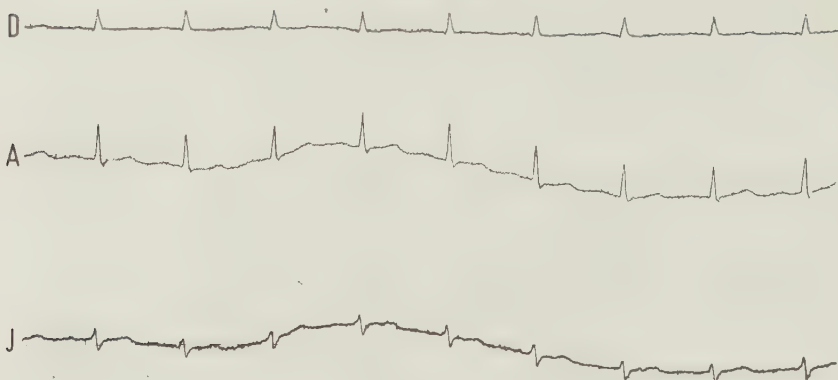


Abbildung 2:

EKG-Aufzeichnung, aufgenommen unter 75 Watt Belastung.

Alle Parameter ließen sich in den ersten 3 Zyklen eindeutig vermessen. Die maschinelle Auswertung führte zu identischen Ergebnissen: Die Übereinstimmung war bei den Pegelmessungen ST 1/8, ST 2/8, ST 3/8 besser als 0,04 mV. Das entspricht im Originalschrieb einer Differenz von nur 0,2 mm. Bei den Zeitmessungen lag sie größtensordnungsmäßig um 5 msec  $\triangleq$  1/4 mm.

so gut, daß sowohl die manuelle wie übrigens auch die maschinelle Vermessung problemlos ausgeführt werden konnte und identische Ergebnisse brachte.

Ein Beispiel von eingeschränkter technischer Qualität zeigt die Abbildung 3. Es handelt sich um eine Aufzeichnung während 50 Watt Belastung. Ableitung J war wegen des extremen Störpegels nicht verwertbar. Ableitung D blieb wegen der Form des Kurvenverlaufs im Bereich des ST-T-Abschnittes unberücksichtigt. T-Beginn ist dort nicht sicher zu bestimmen. Sämtliche Messungen erfolgten deshalb in Ableitung A. Dort war lediglich Q nicht auffindbar. Die übrigen Kurvenpunkte ließen sich aber trotz der Überlagerung mit Muskelpotentialen visuell recht gut ermitteln.

Für die objektive Beurteilung der maschinell ermittelten Daten ist die genaue Kenntnis der vom Computer verarbeiteten Kurven Voraussetzung. Die in dieser Studie untersuchten Elektrokardiogramme waren folgendermaßen charakterisiert:

Die R-Zacke ist als wichtigster Anhaltspunkt im Wellenerkennungsprogramm ausnahmslos in Ableitung A deutlich ausgeprägt. Extrasystolen kommen nicht vor. Die T-Welle ist immer vorhanden, stets monophasisch und verhält sich konkordant zur R-Zacke. Gelegentlich sind ST-Strecke und T-Welle nicht deutlich voneinander abgrenzbar. In 8 von 240 Fällen wurde deshalb auf die manuelle

EKG, Abl. Nehb 23 30 00 08040 50000

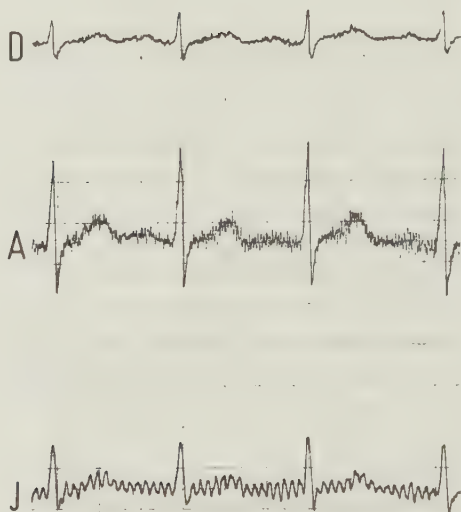


Abbildung 3: Typisches Beispiel einer problematischen EKG-Aufzeichnung mit technischen Mängeln.

(Registrierung unter 50 Watt Belastung)

EKG, Abl. Nehb

07 30 00 21050 00000

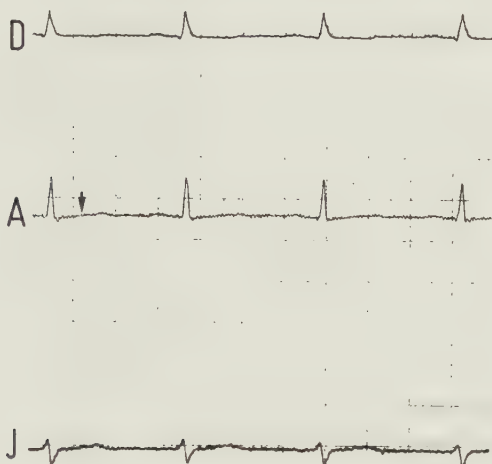


Abbildung 4:

Bei diesen drei Zyklen geht die ST-Strecke ohne sichere Abgrenzung in die flache T-Welle über. Der Pfeil markiert die vom Computer ermittelte Lage von T-Beginn. Sie stimmt mit dem aus R-R-Intervall oder aus  $R_{\max} - T_{\max}$  errechneten Normwert überein. Visuell war der Anfang der T-Welle nicht sicher festzulegen.

(Registrierung am Ende der Erholungsperiode)

Bestimmung von  $T_{\text{Beg}}$  und der zugehörigen Parameter verzichtet (Beispiel Abbildung 4). In allen Elektrokardiogrammen ist die S-Zacke zumindest in einer der drei Ableitungen - meistens in J - deutlich ausgebildet, während die Q-Zacke zuweilen nur schwer von den Störsignalen abgrenzbar ist. Bei einem der zehn Probanden fehlt sie völlig (Abbildung 3).

Trotz der Vielgestaltigkeit der in den Elektrokardiogrammen vorhandenen Störungen sind keine Fremdsignale dabei, die auch nur annähernd die Form einer R-Zacke erreichen. In dem vorgelegten Kurvenmaterial finden sich keine Artefakte, die vom Rechner fälschlicherweise als Kammerkomplex identifiziert werden konnten.

#### 4.1.1 Meßergebnisse

Die Eichzackengröße für die zehn untersuchten Meßserien liegt aus technischen Gründen zwischen 4,6 und 8,8 mm.

| Proband | Größe der 1 mV-Eichzacke<br>in mm |
|---------|-----------------------------------|
| 1       | 5,4                               |
| 2       | 5,4                               |
| 3       | 4,8                               |
| 4       | 4,9                               |
| 5       | 4,6                               |
| 6       | 4,9                               |
| 7       | 8,6                               |
| 8       | 8,6                               |
| 9       | 8,4                               |
| 10      | 8,8                               |

Die einzelnen manuell ermittelten Werte für die vermessenen Parameter sind im Anhang (Tabellen A5 und A6) aufgeführt. Es handelt sich um Computerausdrucke der auf Lochkarten gestanzten Daten, die vom Rechner in mV und msec umgewandelt wurden. Ergänzt wurden die direkten Meßwerte noch durch die beiden aus  $R_{\max}-S_E$ ,  $R_{\max}-T_{\text{Beg}}$  und  $R_{\max}-T_{\max}$  errechneten Parameter  $S_{E-T_{\text{Beg}}}$  und  $T_{\text{Beg}-T_{\max}}$ .

Aus sämtlichen Amplituden und Zeiten wurden Mittelwerte, Standardabweichungen und Variationskoeffizienten berechnet. Sie sind den Tabellen 1 und 2 zu entnehmen.

$R_{\max}-S_E$ ,  $R_{\max}-T_{\max}$ , die R-R-Intervalle und die ST-Pegel ließen sich in allen ausgewählten Zyklen, also 240 mal vermessen. Die Bestimmung der übrigen Parameter konnte, wie bereits in Kapitel 4.1 (Seite 17ff) erläutert, in den Fällen nicht durchgeführt werden, in denen die Q-Zacke fehlte oder  $T_{\text{Beg}}$  nicht sicher festzulegen war.

Die jeweiligen Standardabweichungen der ermittelten Parameter hängen in erster Linie von zwei Faktoren ab: dem Meßfehler und der biologischen Variabilität. Die Größe der Teilfaktoren läßt sich dem Ergebnis nicht sicher entnehmen. Besonders zuverlässig waren bei dem vorliegenden Kurvenmaterial die Werte für  $R_{\max}-T_{\max}$  ( $V_k=13,3\%$ ) zu bestimmen. Die Strecke  $S_{E-T_{\text{Beg}}}$  ( $V_k=24,2\%$ ), die aus den beiden Meßwerten  $R_{\max}-S_E$  und  $R_{\max}-T_{\text{Beg}}$

Tabelle 1:

Zahl der Einzelmeßwerte (n), Mittelwerte ( $\bar{x}$ ), Standardabweichungen (s), Variationskoeffizienten (Vk), Minimalwerte (min) und Maximalwerte (max) der manuell ermittelten Intervalle.

| Para-<br>meter                     | n   | $\bar{x}$<br>(msec) | s<br>(msec) | Vk<br>(%) | min<br>(msec) | max<br>(msec) |
|------------------------------------|-----|---------------------|-------------|-----------|---------------|---------------|
| QRS-Dauer                          | 216 | 90                  | 10          | 11,5      | 75            | 120           |
| R <sub>max</sub> -S <sub>E</sub>   | 240 | 48                  | 10          | 20,8      | 35            | 70            |
| R <sub>max</sub> -T <sub>Beg</sub> | 232 | 128                 | 19          | 15,3      | 80            | 190           |
| R <sub>max</sub> -T <sub>max</sub> | 240 | 212                 | 28          | 13,3      | 155           | 280           |
| Q-T <sub>max</sub>                 | 216 | 251                 | 28          | 11,4      | 190           | 325           |
| S <sub>E</sub> -T <sub>Beg</sub>   | 232 | 80                  | 19          | 24,2      | 25            | 130           |
| T <sub>Beg</sub> -T <sub>max</sub> | 232 | 83                  | 16          | 19,9      | 35            | 145           |
| R-R-Inter-<br>vall                 | 240 | 647                 | 143         | 22,2      | 390           | 1345          |

Tabelle 2:

Zahl der Einzelmeßwerte (n), Mittelwerte ( $\bar{x}$ ), Standardabweichungen (s), Variationskoeffizienten (Vk), Minimalwerte (min) und Maximalwerte (max) der manuell ermittelten Amplituden.

| Para-<br>meter | n   | $\bar{x}$<br>(mV) | s<br>(mV) | Vk<br>(%) | min<br>(mV) | max<br>(mV) |
|----------------|-----|-------------------|-----------|-----------|-------------|-------------|
| ST 1/8         | 240 | -0,44             | 0,35      | 80,3      | -1,47       | 0,20        |
| ST 2/8         | 240 | -0,05             | 0,12      | 235,2     | -0,82       | 0,11        |
| ST 3/8         | 240 | 0,03              | 0,07      | 207,1     | -0,17       | 0,27        |

errechnet wurde, ist mit den Meßfehlern beider Ausgangsgrößen behaftet, woraus ein größerer Fehlerbereich resultiert.

Die Variationskoeffizienten der ermittelten Intervalle sind kleiner als 33%, d.h. es handelt sich um annähernd normalverteilte Meßwerte. Für die Amplituden dagegen bestand eine große inter-individuelle Variationsbreite, so daß die Variationskoeffizienten größer als 33% sind.

In den Tabellen 1 und 2 wurden auch die Maximal- und Minimalwerte angegeben. Das kürzeste R-R-Intervall betrug 390 msec, entsprechend einer Herzschlagfrequenz von 154 Schlägen pro Minute. Die längste Periodendauer beträgt in einem Fall 1345 msec  $\hat{=}$  44 Schläge/min. Die größte QRS-Dauer trat mit 120 msec nur einmal auf.

#### 4.1.2 Formeln zur Berechnung der Normwerte

Ausgangsmaterial waren die Einzelergebnisse der manuellen EKG-Auswertung. Durch Berechnung von Regressionsgeraden und den zugehörigen Korrelationskoeffizienten wurde zunächst geprüft, in welchen Fällen ein Zusammenhang zwischen den einzelnen Parametern besteht. Um einen Überblick über die Form des jeweiligen Punkteschwarms zu geben, wurden die Wertepaare von einem automatischen Zeichengerät (Plotter) ausgegeben.

Hier sollen nur die wichtigsten Zwischenergebnisse erläutert werden:

Jeder Zeit-Parameter wurde als lineare Funktion der zugehörigen R-R-Intervalle dargestellt. So fand sich für die QRS-Breite die lineare Regressionsgleichung

$$(1) \quad y = 73,4 \text{ msec} + 0,026 \cdot x \text{ msec} \quad \begin{array}{l} (x=\text{R-R-Intervall in} \\ \text{msec}) \\ (y = \text{QRS-Dauer in msec}) \end{array}$$

Zahl der Freiheitsgrade = 214  
 $r = 0,3395 \text{ ***}.$

Für  $R_{\max}-T_{\max}$  ergab sich die Gleichung

$$(2) \quad y = 112,7 \text{ msec} + 0,155 \cdot x \text{ msec} \quad \begin{array}{l} (x=\text{R-R-Intervall in} \\ \text{msec}) \\ (y = R_{\max}-T_{\max} \text{ in msec}) \end{array}$$

Zahl der Freiheitsgrade = 238  
 $r = 0,7830 \text{ ***}.$

Ebenso wurde auch die Abhängigkeit der einzelnen EKG-Parameter vom Intervall  $R_{\max}-T_{\max}$  ermittelt. Zwischen  $R_{\max}-T_{\text{Beg}}$  und  $R_{\max}-T_{\max}$  zeigte sich folgender Zusammenhang:

$$(3) \quad y = 7,8 \text{ msec} + 0,568 \cdot x \text{ msec} \quad \begin{array}{l} (x=R_{\max}-T_{\max} \text{ in msec}) \\ (y=R_{\max}-T_{\text{Beg}} \text{ in msec}) \end{array}$$

Zahl der Freiheitsgrade = 230  
 $r = 0,8216 \text{ ***}.$

\*\*\*  $\alpha = 0,1\%$

Hier ergab sich ein Ansatzpunkt, Normwerte bestimmter EKG-Parameter aus anderen Größen errechnen zu können.

Bisher wurde allerdings der Einfachheit halber eine lineare stochastische Abhängigkeit vorausgesetzt. Es war deshalb eine Formel zu finden, die auch nichtlineare Zusammenhänge gut erfaßt.

Diese Formel mußte sowohl für sehr hohe als auch für sehr niedrige Frequenzen sinnvolle Werte ergeben. Als sehr vielseitig und gut anpassungsfähig erwies sich die trigonometrische Kurve  $y = \arctg x$ , die eine Umkehrfunktion (Spiegelung an einer Geraden  $y = x$ ) der Funktion  $y = \tg x$  darstellt. Es handelt sich um eine s-förmige Kurve mit dem Wendepunkt im Nullpunkt des Koordinatensystems. Durch Einfügen weiterer Faktoren und Konstanten läßt sich die Kurve beliebig im Koordinatensystem verschieben. Die Steigung und die Stärke der Krümmung lassen sich ebenfalls ändern. Als besonders günstig erwies sich die Funktion

$$(4) \quad y = \frac{y_0 + y_\infty}{2} + \frac{y_\infty - y_0}{\pi} \cdot \arctg [c \cdot (x-d)].$$

Diese Formel ist lediglich für die automatische EKG-Auswertung sinnvoll. Ein anschauliches Bild vermittelt die Skizze (Abbildung 5). Um die Gleichung einer Punktwolke anzupassen, müssen für  $y_0$ ,  $y_\infty$ ,  $c$  und  $d$  geeignete Zahlenwerte gefunden werden.

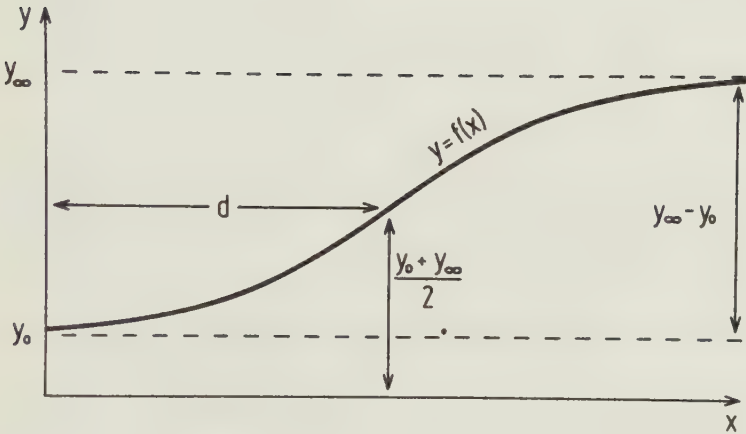


Abbildung 5: Kurvenbild der trigonometrischen Funktion

$$y = \frac{y_0 + y_\infty}{2} + (y_\infty - y_0) \cdot \frac{1}{\pi} \cdot \arctan [c \cdot (x - d)] .$$

$\frac{y_0 + y_\infty}{2}$  und  $d$  sind die Koordinaten des Wendepunktes.

$y_0$  und  $y_\infty$  sind die Grenzen, denen sich die Kurve bei sehr großen bzw. sehr kleinen  $x$ -Werten asymptotisch nähert.

$(y_\infty - y_0) \cdot \frac{1}{\pi}$  beeinflusst zusammen mit dem Faktor  $c$  die Steigung.

Setzt man

$$(5) \quad \frac{y_0 + y_\infty}{2} = a,$$

$$(6) \quad \frac{y_\infty - y_0}{\pi} = b \quad \text{und}$$

$$(7) \quad \arctan [c \cdot (x - d)] = x',$$

so erhält man die Geradengleichung  $y = a + b \cdot x'$ .

Mit Hilfe einer umfangreichen Regressionsanalyse wurden optimale Werte für die Größe  $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$ ,  $y_0$  und  $y_\infty$  errechnet. Sie sind der Tabelle 3 zu entnehmen.

Um die gesuchten Regressionsgleichungen zu erhalten, brauchen die Zahlenwerte von  $c$ ,  $d$ ,  $y_0$  und  $y_\infty$  nur noch in die nichtlineare Grundformel 4 eingesetzt zu werden. In der letzten Spalte der Tabelle sind die Korrelationskoeffizienten aufgeführt, die sich bei Anwendung dieser Regressionsformeln für die manuell vermessenen Werte ergaben. Es wird deutlich, daß die einzelnen Parameter nicht gleich gut als Funktion der Periodendauer faßbar sind.

Die Größen  $Q-T_{\max}$ ,  $R_{\max}-T_{\max}$ ,  $R_{\max}-T_{\text{Beg}}$ ,  $T_{\text{Beg}}-T_{\max}$  und die ST-Strecke zeigen eine deutliche Abhängig-

Tabelle 3:

Zusammenstellung der ermittelten Werte für  $c$ ,  $d$ ,  $y_0$  und  $y_\infty$ , die in die allgemeine Formel

$$y = \frac{y_0 + y_\infty}{2} + \frac{y_\infty - y_0}{\pi} \cdot \arctan [c \cdot (x - d)]$$

einzusetzen sind, um die Regressionsgleichungen zu erhalten. In der letzten Spalte die Korrelationskoeffizienten ( $r$ ), die sich bei der nichtlinearen Regressionsanalyse ergaben.

$y$  = errechnetes Intervall in sec

$x$  = R-R-Intervall in sec

| Parameter<br>(y)            | c     | d<br>(sec) | $y_0$<br>(sec) | $y_\infty$<br>(sec) | r<br>( $\alpha=0,1\%$ ) |
|-----------------------------|-------|------------|----------------|---------------------|-------------------------|
| QRS-Dauer                   | 0,001 | 0,600      | -41,273        | 41,451              | 0,3395***               |
| $R_{\max} - S_E$            | 2,42  | 0,269      | 0,017          | 0,061               | 0,2412***               |
| $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$ | 2,58  | 0,660      | 0,067          | 0,194               | 0,6719***               |
| $R_{\max} - T_{\max}$       | 6,09  | 0,611      | 0,145          | 0,271               | 0,8162***               |
| $Q - T_{\max}$              | 3,62  | 0,608      | 0,154          | 0,340               | 0,8296***               |
| $S_E - T_{\text{Beg}}$      | 3,05  | 0,694      | 0,039          | 0,129               | 0,5594***               |
| $T_{\text{Beg}} - T_{\max}$ | 16,71 | 0,602      | 0,063          | 0,100               | 0,6530***               |

keit von der Länge des R-R-Intervalls. Eine Verkleinerung der Periodendauer bewirkt eine entsprechende Verkürzung, aller Teile des Abschnittes  $S_E$  bis  $T_{\max}$ . Die Parameter  $Q-T_{\max}$  und  $R_{\max}-T_{\max}$  sind frequenzabhängig, weil die ST-Strecke und der aufsteigende Schenkel der T-Welle in diesen Parametern enthalten sind. Die QRS-Breite oder  $R_{\max}-S_E$  korrelieren dagegen nicht in gleichem Maße mit dem R-R-Intervall. Ihre Werte unterliegen einer relativ breiten Streuung. Der Meßfehler und die biologische Variation fallen bei ihnen mehr ins Gewicht als eine frequenzbedingte Änderung der Erregungsausbreitungsgeschwindigkeit. Entsprechend klein sind ihre Korrelationskoeffizienten ( $0,3395^{***}$  bzw.  $0,2412^{***}$ ). In Abbildung 6 und Abbildung 7 werden ihre Korrelationsdiagramme denen von  $R_{\max}-T_{\max}$  und  $T_{\text{Beg}}-T_{\max}$  gegenübergestellt. Es wird dort auch der Verlauf der zugehörigen nichtlinearen Regression deutlich:

Die Regressionsgleichung von  $R_{\max}-T_{\max}$  zeigt in einem mittleren Bereich von ca. 80 bis 120 Schlägen pro Minute eine nahezu lineare Abhängigkeit vom R-R-Intervall (Abbildung 6). Bei höheren und niedrigeren Herzschlagfrequenzen weicht jedoch der Verlauf von einer Geraden ab. Diese Nichtlinearität war mit der trigonometrischen Funktion gut wiederzugeben. Ähnliches gilt auch für die übrigen Parameter des ST-T-Abschnittes,

Anm.: \*\*\*  $\alpha = 0,1\%$

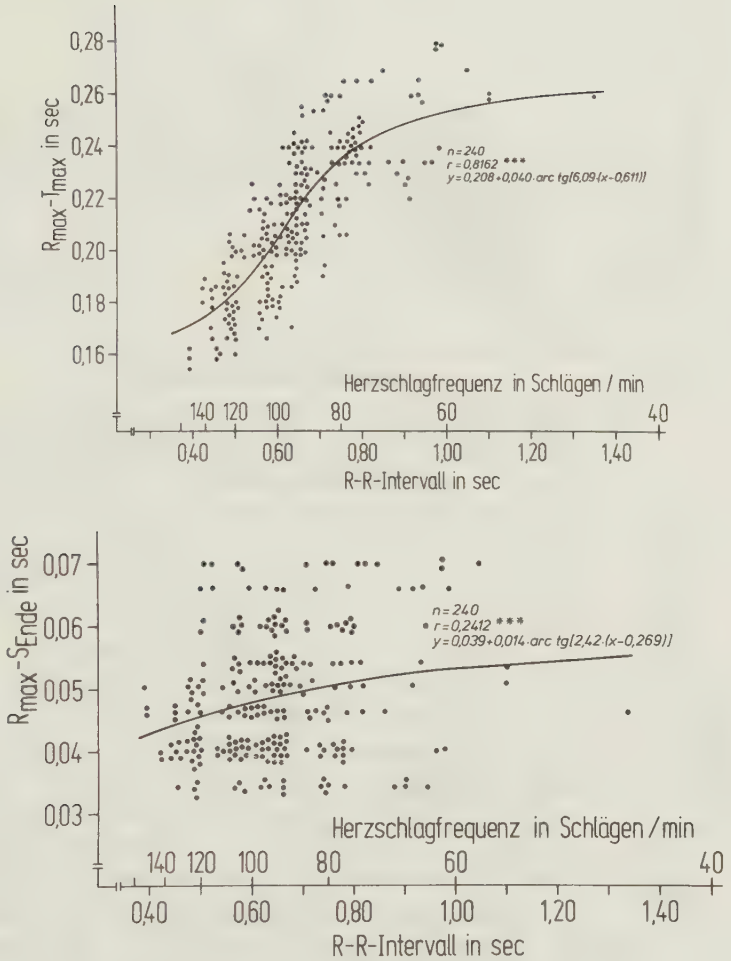


Abbildung 6: Gegenüberstellung zweier Korrelationsdiagramme mit eingezeichnetem Verlauf der gefundenen nichtlinearen Regression. Die Formel wurde jeweils so gewählt, daß die Summe der Abweichungsquadrate aller Einzelergebnisse von der Bezugslinie ein Minimum ergibt.

Oberes Diagramm:  $R_{\max}-T_{\max}$  in deutlicher Abhängigkeit von der Länge des R-R-Intervalls.

Unteres Diagramm: Keine sichere Korrelation zwischen  $R_{\max}-S_E$  und Periodendauer. Breite Streuung der Meßwerte.

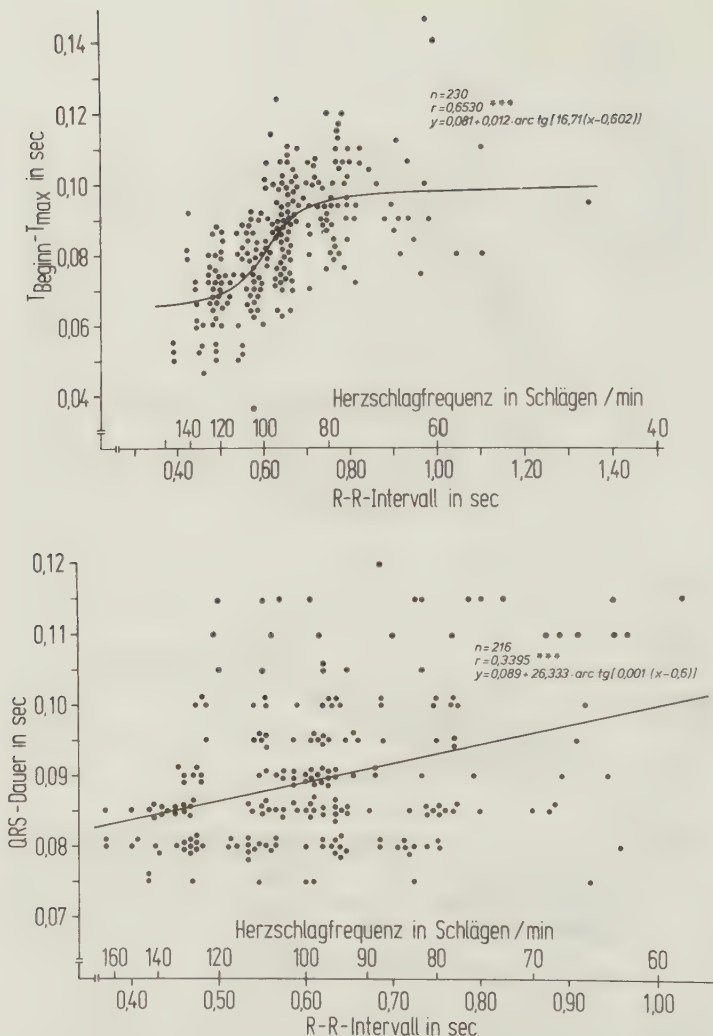


Abbildung 7: Korrelationsdiagramme der Parameter  $T_{\text{Beg}} - T_{\text{max}}$  und QRS-Dauer in Abhängigkeit vom R-R-Intervall.

Völlig unterschiedlicher Verlauf der Regressionslinien.

Für  $T_{\text{Beg}} - T_{\text{max}}$  ergab sich eine stark gebogene Kurve, während bei der QRS-Dauer die trigonometrische Funktion durch die einfachere Geradengleichung  $y = 0,073 + 0,026 \cdot x$  ersetzt werden konnte.

bei denen sich die Normwerte gut aus der Länge der zugehörigen R-R-Intervalle berechnen lassen (vgl. dazu Abbildung 7, 8, 13 und 14).

Für  $R_{\max} - T_{\max}$  läßt sich folgende Gleichung verwenden:

$$(8) \quad y = 0,208 \text{ sec} + 0,04 \cdot \arctan [6,09 \cdot (x - 0,611 \text{ sec})] .$$

Die 240 manuellen Meßergebnisse wurden durch diese Formel besonders gut gekennzeichnet ( $r = 0,8162^{***}$ ). Ebenso läßt sich  $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$  aus der Periodendauer berechnen, wenn sich die T-Welle im EKG nicht darstellen sollte. Die nicht-lineare Regression, die sich für die 232 manuell ermittelten Werte ergab, lautet

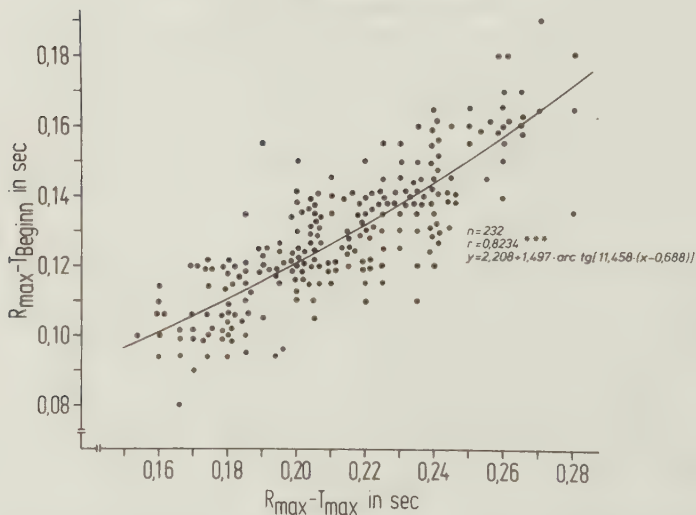
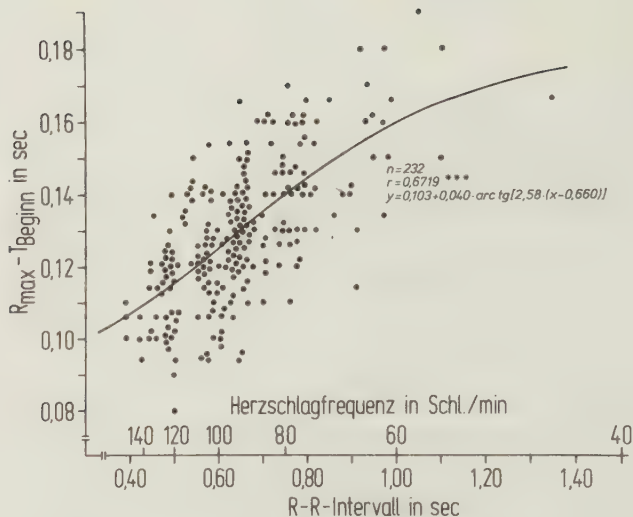
$$(9) \quad y = 0,103 \text{ sec} + 0,04 \cdot \arctan [2,58 \cdot (x - 0,66 \text{ sec})] .$$

$$r = 0,6719^{***} .$$

Wenn aber das Maximum der T-Welle eindeutig zu finden ist, dann sollte  $T_{\text{Beg}}$  nicht aus dem R-R-Intervall, sondern aus dem Abstand  $R_{\max} - T_{\max}$  berechnet werden. Es zeigte sich eine straffere Beziehung zwischen  $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$  und  $R_{\max} - T_{\max}$  als zwischen  $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$  und R-R-Intervall (siehe Abbildung 8).

Zur Berechnung von  $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$  aus  $R_{\max} - T_{\max}$  wurde die Formel

Anm.:  $*** \alpha = 0,1\%$



**Abbildung 8:** Korrelationsdiagramme des Parameters  $R_{\max}-T_{\text{Begin}}$  in Abhängigkeit vom R-R-Intervall (obere Zeichnung) bzw. von  $R_{\max}-T_{\max}$  (untere Zeichnung). Beiden Auswertungen wurden dieselben 232 Einzelergebnisse von  $R_{\max}-T_{\text{Begin}}$  zugrunde gelegt. Die Lage von  $T_{\text{Begin}}$  ließ sich besser aus  $R_{\max}-T_{\max}$  berechnen ( $r = 0,8234***$ ) als aus der Periodendauer ( $r = 0,6719***$ ).

\*\*\*  $\alpha = 0,1\%$

$$(10) \quad y = 2,208 \text{ sec} + 1,497 \cdot \arctan [11,458 \cdot (x - 0,688 \text{ sec})]$$

gefunden. Für dieselben 232 Werte, die der Gleichung 9 zugrunde liegen, wurde ein Korrelationskoeffizient von 0,8234\*\*\*ermittelt.

#### 4.2 Übereinstimmungsgrad der maschinell ermittelten Daten mit denen der Handvermessung

Es wurden die manuellen Meßwerte aus jeweils drei aufeinanderfolgenden EKG-Komplexen gemittelt, so daß, von zwei Ausnahmen abgesehen, für jedes Computerergebnis ein Kontrollwert zur Verfügung stand. Visuell ermittelter Kontrollwert und Computerergebnis wurden paarweise miteinander verglichen, indem die Differenz nach der Formel

$$(11) \quad \text{Computerwert} - \text{manueller Kontrollwert} = \Delta y$$

berechnet wurde. War der maschinell gefundene Meßwert kleiner als der manuelle, so ergab sich demnach ein negatives Vorzeichen für  $\Delta y$ . Der Absolutbetrag von  $\Delta y$  ist in erster Linie von der Meßgenauigkeit beider Meßverfahren abhängig.

Die so gewonnenen einzelnen Differenzen wurden durch Gruppierung zusammengefaßt und in Klassen eingeteilt. Bei den Intervallen wurde eine Klassenbreite von 5 msec, für die Amplituden von 0,05 mV gewählt. Die Histogramme Abbildung 9 und 10 zeigen das Ergebnis dieser Auswertung:

Anm.: \*\*\*  $\alpha = 0,1\%$

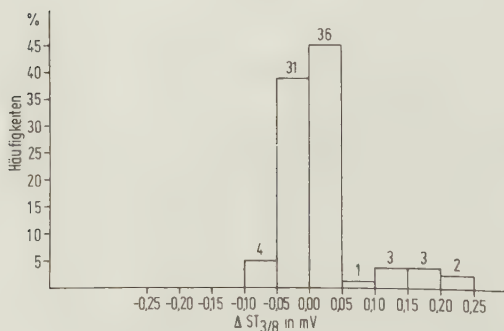
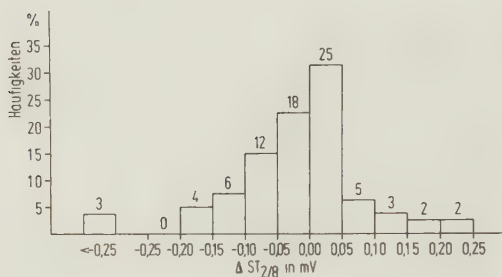
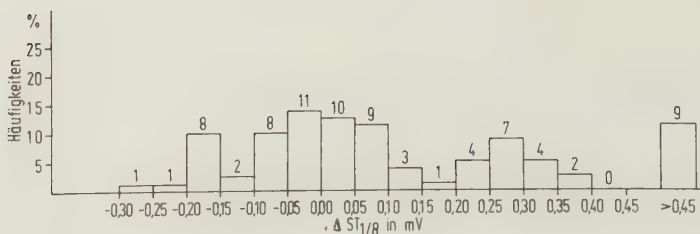


Abbildung 9: Häufigkeitsverteilungen der für die Parameter ST 1/8, ST 2/8 und ST 3/8 ermittelten Differenzen.

$\Delta ST$  = Computermeßwert - manueller Kontrollwert

(n = 80 für jeden Parameter). Über den Säulen sind die Fallzahlen eingetragen. Die angegebenen unteren Klassengrenzen schließen die kleinsten Meßwerte der Klasse ein.

Bei  $\Delta ST$  1/8 sind 9 Extremwerte, die sich über einen Bereich von 0,45 bis 1,27 mV erstrecken, nicht in Klassen eingeteilt worden (Säule rechts im Diagramm). Bei  $\Delta ST$  2/8 liegen die 3 größten Abweichungen zwischen -0,25 und -0,36 mV (links im Diagramm).

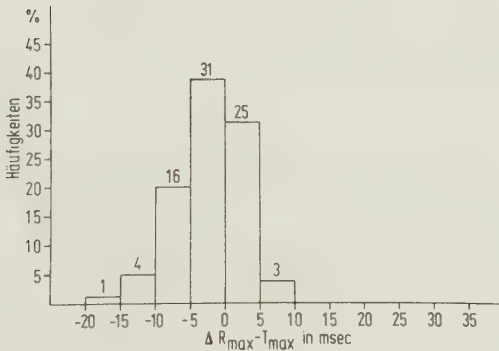
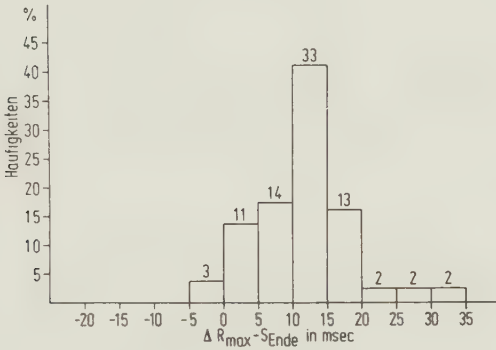
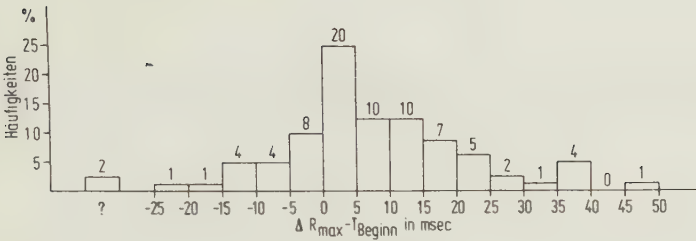


Abbildung 10: Gegenüberstellung der prozentualen Häufigkeit der für die Parameter  $R_{\max} - S_E$ ,  $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$  und  $R_{\max} - T_{\max}$  ermittelten Differenzen, die sich durch Subtraktion des manuellen Kontrollwertes vom Computermeßwert ergaben.

( $n = 80$  für  $\Delta R_{\max} - S_E$  und  $\Delta R_{\max} - T_{\max}$ ;  $n = 78$  für  $\Delta R_{\max} - T_{\text{Beg}}$ ). Bei  $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$  fehlen zwei manuelle Vergleichswerte, da sich in diesen Fällen  $T_{\text{Beg}}$  visuell nicht bestimmen ließ. (Säule links im Diagramm [?]). Vgl. auch Abbildung 4!

Der Grad der Übereinstimmung ist für die einzelnen Intervalle und Amplituden sehr verschieden ausgefallen.

### ST-Pegel

$\Delta$ ST 1/8: Es ergaben sich bei den 80 Wertepaaren Differenzen von -0,26 bis + 1,27 mV. Nur 21 der 80 Meßwertpaare (26,3%) fallen in den Übereinstimmungsbereich  $\Delta$ ST 1/8 von -0,05 bis + 0,05 mV. 38 Fälle (47,5%) liegen zwischen - 0,10 und + 0,10 mV (Abbildung 9).

$\Delta$ ST 2/8: Die Werte für  $\Delta$ ST 2/8 streuen von - 0,36 bis + 0,20 mV. Bereits 43 von 80 Meßwertpaaren (53,8%) zeigen eine gute Übereinstimmung von  $\pm$  0,05 mV. Erweitern wir die Grenzen auf  $\Delta$ ST 2/8 =  $\pm$  0,10 mV, so finden wir dort 60 Fälle ( 75 % aller Meßergebnisse). Allerdings ergaben sich noch drei deutliche Abweichungen zwischen - 0,36 und - 0,28 mV (Abbildung 9).

$\Delta$ ST 3/8: 67 von 80 Wertepaaren (83,8%) stimmen auf  $\pm$  0,05 mV überein. 72 Einzelvergleiche (90%) ergaben Differenzen von - 0,10 bis + 0,10 mV. Nur in Einzelfällen gab es etwas deutlichere Abweichungen, die aber + 0,25 mV nicht überschritten (Abbildung 9).

### Zeitparameter

$\Delta R_{\max} - S_E$ : (Abbildung 10). Auffälligstes Merkmal

bei der Häufigkeitsverteilung ist die geringe Anzahl negativer Werte für  $\Delta R_{\max} - S_E$ . Nur in 3 von 80 Fällen ist der Computermeßwert kleiner ausgefallen als das manuelle Vergleichsergebnis. Die Größen für  $\Delta R_{\max} - S_E$  erstrecken sich über einen Bereich von - 0,7 bis + 34 msec. 47 von 80 Meßwertdifferenzen (58,8%) lassen sich in die beiden Klassen von + 5 bis <+15 msec einordnen. Vier Klassenbreiten (0 bis <+20 msec) umfassen bereits 71 von 80 Meßwertdifferenzen (88,8%).

$\Delta R_{\max} - T_{\text{Beg}}$ : Neben ST 1/8 wurde für  $\frac{\Delta R_{\max} - T_{\text{Beg}}}{R_{\max} - T_{\text{Beg}}}$  ein sehr schlechter Grad an Übereinstimmung erreicht. Hier fehlen auch zwei manuelle Vergleichswerte, weil sich  $T_{\text{Beg}}$  visuell nicht genau festlegen ließ. 30 von 78 Meßwertdifferenzen (38,5%) fallen in einen Bereich von 0 bis < +10 msec (2 Klassenbreiten). Nur 48 Wertepaare (61,5%) ergaben Differenzen von -5 bis <+ 15 msec (4 Klassenbreiten). Eventuell liegt auch bei diesem Parameter ein kleiner systembedingter Unterschied in den Ergebnissen vor wie das Histogramm (Abbildung 10) vermuten läßt. Im Gegensatz zu den Computermessungen des Parameters  $R_{\max} - S_E$  wurden bei der maschinellen Vermessung von  $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$  Meßdaten ermittelt, die in einigen Fällen deutlich von denen der Handvermessung abwichen. Fünfmal trat eine Differenz von mehr als 35 msec auf. Die 78 Werte von  $\Delta R_{\max} - T_{\text{Beg}}$  erstrecken sich über einen Bereich von

- 23 bis + 45 msec.

$\Delta R_{\max} - T_{\max}$ : Bei der Vermessung von  $R_{\max} - T_{\max}$  wurden gute Ergebnisse erzielt. 56 von 80 Wertepaaren (70%) zeigen keine größeren Differenzen als + 5 msec (Abbildung 10).

75 von 80 Computermeßwerten (93,8%) stimmen auf + 10 msec mit den manuell ermittelten Ergebnissen überein. Es wurde bei Überprüfung der größeren Abweichungen an Hand der Elektrokardiogramme nicht ein einziger deutlicher Meßfehler gefunden. Die Werte für  $\Delta R_{\max} - T_{\max}$  erstrecken sich von - 19 bis + 7 msec.

## 5. DISKUSSION

### 5.1 Diagnostische Validität elektrokardiographischer Meßwerte

Eine exakte mathematische Erfassung der komplizierten bioelektrischen Vorgänge der Herzmuskelzellen ist gegenwärtig noch nicht möglich (36). Das Herz liegt exzentrisch in einem physikalisch kaum definierbaren Körper, umgeben von Organen und Geweben inhomogener elektrischer Leitfähigkeit mit großer interindividueller Variationsbreite (66).

Zusätzliche Fehlerquellen ergeben sich durch die Projektion des elektrischen Herzvektors auf die Ableitungslinie, bei der es sich nicht um eine Gerade handelt und die nicht der anatomischen Verbindungsachse zwischen den Ableitungspunkten entspricht. Selbst sorgfältigste Vermessungen elektrokardiographischer Größen erlauben keine genauen quantitativen Angaben über die tatsächlichen Spannungsverhältnisse am Herzen. Dazu kommen noch physiologische Beeinflussungen des normalen Elektrokardiogramms durch Lageänderungen des Körpers, besonders des Zwerchfellstandes (5, 49), durch physische Belastung (6, 22, 23, 24, 27, 46, 52, 54, 65, 80) und durch Einflüsse des neurovegetativen Tonus (3, 49).

Dadurch werden vom Mittel oft beträchtlich abweichende elektrokardiographische Befunde hervorgerufen, die mitunter auch bei Herzgesunden die

Grenze der Norm überschreiten können (49). Deshalb ist die Vermessung und Auswertung des Elektrokardiogramms nur als eine von mehreren Untersuchungsmethoden zu betrachten. Klinische und gegebenenfalls laborchemische Befunde sollten in jedem Fall bei der Diagnosefindung berücksichtigt werden (6, 23, 29, 37, 49, 95).

Die Schwierigkeit, diagnostisch zuverlässige EKG-Parameter zu erhalten, spiegelt sich in der Literatur durch eine Vielzahl der verwendeten Meßgrößen und Reichhaltigkeit der Bewertungsmerkmale wieder. Über die Höhe des Informationsgehaltes des Elektrokardiogramms bestehen heute noch unterschiedliche Auffassungen (40). Keine der gebräuchlichen Ableitungen und kaum ein Beurteilungskriterium kann Anspruch auf Allgemeingültigkeit erheben (72). Jedes Meßverfahren hat nicht nur seine Vorzüge, sondern auch seine eigenen Mängel und Fehlerquellen. Die Anwendungsmöglichkeit ergibt sich erst aus der jeweiligen Fragestellung.

Die Auswertung von Belastungs-Elektrokardiogrammen birgt noch besondere Schwierigkeiten in sich:

1. Ein ungünstiges Verhältnis zwischen Störpegel und Nutzsignal einerseits und die Verschmelzung elektrokardiographischer Wellen andererseits beeinträchtigen die Meßgenauigkeit.

2. Im Bereich des R-T-Abschnittes ist mit einer Frequenzabhängigkeit einzelner Parameter zu rechnen.
3. Extrakardiale Faktoren lassen eine exakte Erfassung der elektrischen Herzvektoren nicht zu und verursachen eine breite Streuung der Normalwerte.
4. Eine Standardisierung der Beurteilungskriterien hat sich noch nicht durchgesetzt.

Es stellt sich die Frage, ob auf dieser Grundlage überhaupt eine objektive Überprüfung eines Computerprogrammes möglich ist. Sicher müssen die Bewertungsmaßstäbe diese Probleme berücksichtigen, wenn wir nicht aufgrund von Pseudoexaktheiten Schlüsse ziehen wollen.

## 5.2 Meßverfahren anderer Arbeitsgruppen

Besonders bei der Auswertung von Belastungs-Elektrokardiogrammen gehen die einzelnen Arbeitsgruppen völlig verschiedene Wege. Keine Methode erwies sich als so zuverlässig, daß sie sich allgemein hätte durchsetzen können. Die Abbildungen 11 und 12 zeigen, an welchen Stellen die zitierten Autoren die Zyklen vermessen haben, und welche Kriterien zur Festlegung der Meßzeitpunkte für die ST-Pegel angewandt wurden.

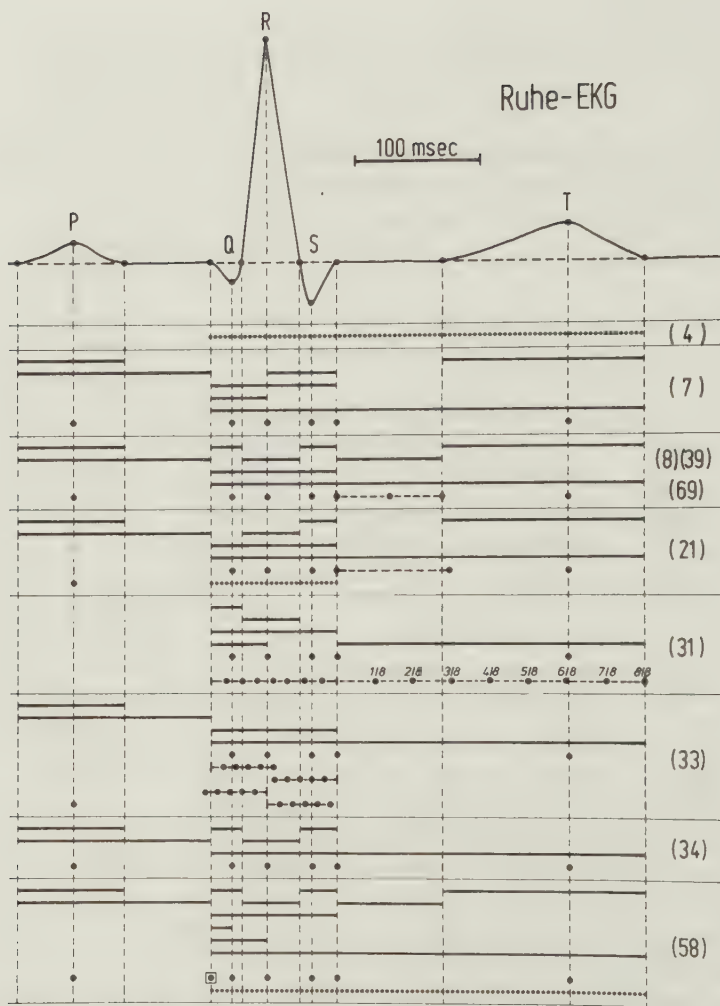


Abbildung 11a: (Legende auf Seite 48 )

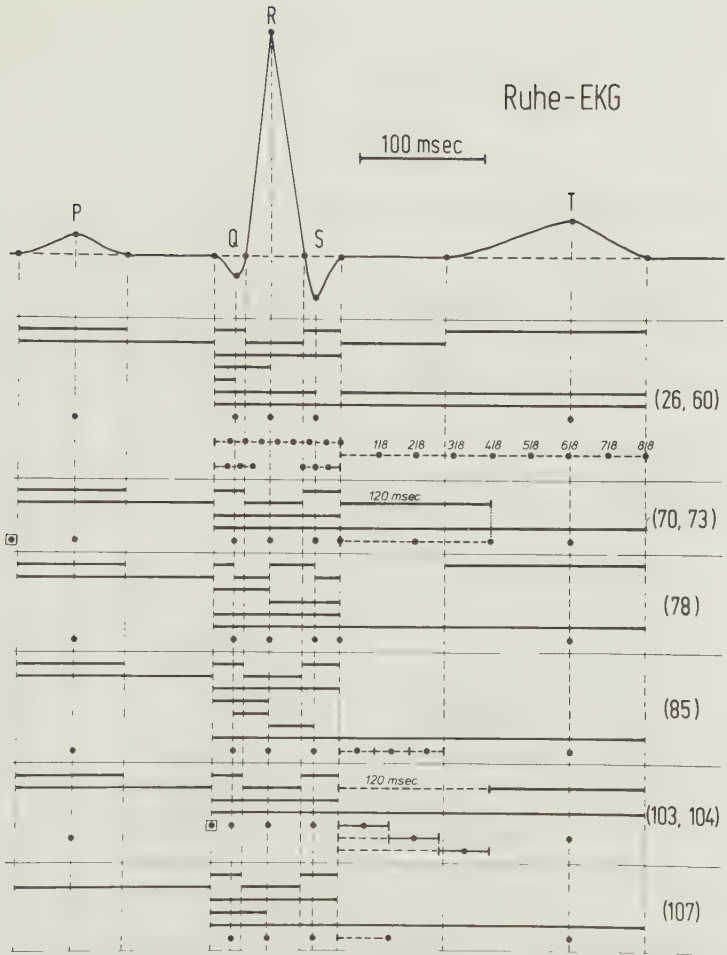


Abbildung 11b: (Legende auf Seite 48 )

## Erläuterungen zu den Abbildungen 11 und 12

### Abbildung 11 a und 11 b:

Darstellung gebräuchlicher Meßverfahren, wie sie zur Computeranalyse von Ruhe-Elektrokardiogrammen angewandt werden.

### Abbildung 12:

Vermessung von Belastungs-Elektrokardiogrammen (+ = manuelle Vermessung)

Alle Angaben maßstabgetreu

|                                                                                     |                                                                                                                         |
|-------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|    | Zeitparameter                                                                                                           |
|    | Meßzeitpunkt für Amplitudenmessungen                                                                                    |
|    | Referenzpunkt für die Nulllinie                                                                                         |
|  | Amplitude als Mittelwert mehrerer Messungen innerhalb des eingezeichneten Intervalls                                    |
|  | Die gestrichelte Linie gibt den Abstand vom zeitlichen Referenzpunkt der Amplitudenmessung an.                          |
|  | Pegelmessungen in kurzen zeitlichen Abständen entsprechend der Analog-Digital-Umwandlungsfrequenz zur Flächenbestimmung |
| (x)                                                                                 | Überprüfte Parameter des Siemens-Programms                                                                              |

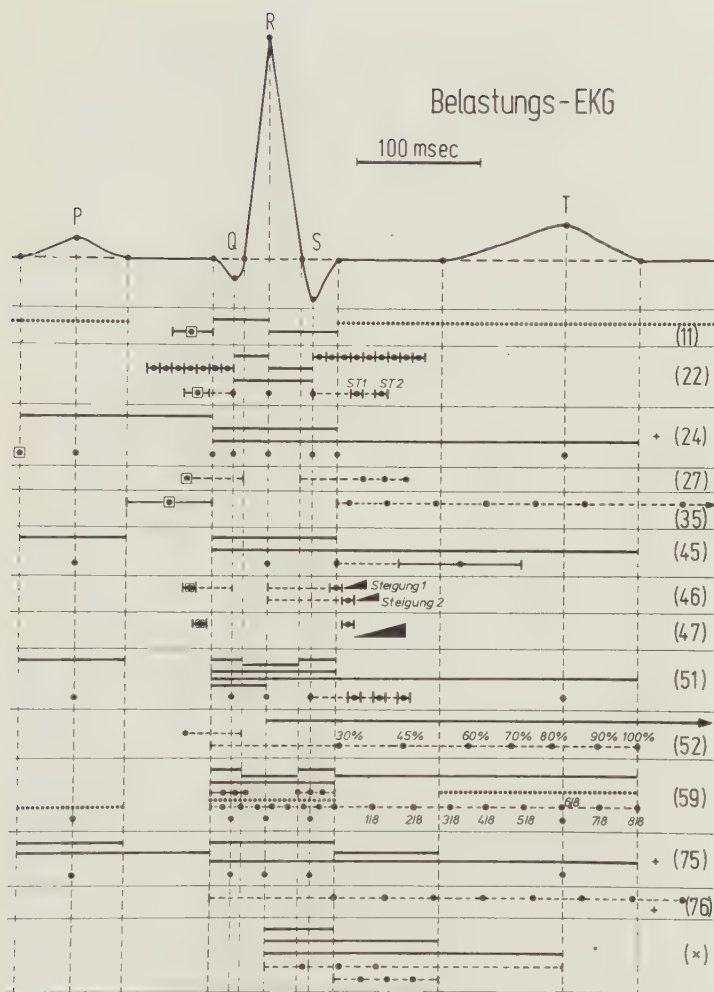


Abbildung 12: (Legende auf Seite 48)

Eine Aufteilung, die unseren Amplitudenmessungen ST 1/8, ST 2/8, ST 3/8, ST 1/4, ST 2/4 und ST 3/4 entspricht, ist allgemein nicht üblich. Es liegen deshalb keine quantitativ vergleichbaren Ergebnisse vor. Nur wenige Autoren berücksichtigen überhaupt bei ihrer Wahl des Meßpunktes die Frequenzabhängigkeit elektrokardiographischer Größen, indem sie die Strecke S-Ende bis T-Ende achteln und am Ende eines jeden Achtels die Amplitude messen (26, 31, 59, 60) oder am Anfang, in der Mitte und am Ende der ST-Strecke den Pegel bestimmen (8, 39, 69). KITCHIN et al. (52) berechneten in den Belastungselektrokardiogrammen von 36 gesunden Probanden die Länge der QT-Intervalle aus der zugehörigen Periodendauer und nahmen bei 30%, 45%, 60%, 70%, 80%, 90% und 100% dieser Strecke Amplitudenmessungen vor. Eine visuelle Überprüfung der Computerdaten ergab eine gute Übereinstimmung mit den tatsächlichen Werten. Eine Ungenauigkeit von 15 msec bei der Berechnung von T-Ende bewirkte Amplitudenänderungen von 0,05 bis 0,08 mV (52).

Das Vermessen der ST-Pegel in vorgegebenen frequenzunabhängigen Intervallen (21, 22, 35, 51, 70, 73, 76, 103, 104) ist zumindest in Belastungselektrokardiogrammen problematisch, da sich die Meßpunkte mit der Herzschlagfrequenz verschieben. Bei nahezu horizontalen Kurvenschnitten spielt das keine entscheidende Rolle. Je steiler jedoch der entsprechende Abschnitt verläuft, desto unzuverlässiger ist das Ergebnis der

Pegelmessung.

Die Reproduzierbarkeit von Amplitudenbestimmungen in Abhängigkeit vom Meßzeitpunkt wurde von FISCHMANN et al. für 26 Kurvenpunkte des Elektrokardiogramms untersucht (33).

Die geringste Variabilität ergab sich für die Pegel der Kurvenmaxima, denn sie sind unabhängig von der Festlegung des Meßzeitpunktes und werden nicht von der Genauigkeit beeinflusst, mit der Anfang und Ende der Wellen und Zacken bestimmbar sind. Außerdem brachten solche Amplitudenmessungen des QRS-Komplexes die zuverlässigsten Ergebnisse, bei denen das Maximum von R der zeitliche Bezugspunkt war. Der Beginn oder das Ende von QRS war als Referenzpunkt weniger geeignet, da die Variabilität der QRS-Breite bereits durchschnittlich 6 msec betrug, wenn dieselben Komplexe von demselben Beobachter ein zweites Mal vermessen wurden. Eine größere Unsicherheit wurde in der Vermessung von P-Anfang und T-Ende beobachtet (33).

Wegen der Schwierigkeit, den Beginn der T-Welle eindeutig festzulegen, wird bei der maschinellen Auswertung von Belastungs-Elektrokardiogrammen in der Regel auf die Ermittlung dieses unzuverlässigen Kurvenpunktes ganz verzichtet (11, 19, 22, 27, 35, 45, 46, 47, 51, 52, 59, 76). Das darf aber nicht dazu führen, daß die Länge der ST-Strecke willkürlich auf einen bestimmten frequenzunabhängigen Wert festgelegt wird, wie es in einigen Computerprogrammen geschieht (70, 73, 103, 104). Unsere Ergebnisse zeigen eine ausgeprägte

Frequenzabhängigkeit aller Einzelabschnitte des ST-T-Intervalls. TRAUTWEIN et al. (96, 97, 98, 99) haben bereits in den 50er Jahren im Tierexperiment nachgewiesen, daß nicht nur die Gesamaktionsstromdauer, sondern auch die einzelnen Abschnitte der Repolarisation deutlich von der Herzschlagfrequenz abhängig sind.

Einige Autoren versuchen die Schwierigkeit, die die Bestimmung charakteristischer Kurvenpunkte mit sich bringt, dadurch zu umgehen, indem sie Flächenberechnungen vornehmen, anstatt einzelne Amplitudenwerte zu ermitteln (1, 4, 11). Sie müssen bei diesem Verfahren jedoch auch zunächst eine isoelektrische Linie definieren. Dies bereitet im Belastungs-Elektrokardiogramm häufig große Schwierigkeiten (17, 27, 45, 51, 54). Nahezu jeder Autor hat seine eigene Methode, diese Bezugslinie bei höheren Herzschlagfrequenzen festzulegen. Meist wird ein Referenzpunkt im Bereich der PQ-Strecke ausgewählt (vgl. Abbildung 12). Bei dem überprüften Computerprogramm wurde die Basislinie mit einem nichtlinearen Verfahren korrigiert, während für die manuellen Vermessungen eine lineare Korrektur vorgenommen wurde, wobei das Ende der PQ-Strecke als Bezugshöhe Berücksichtigung fand. In 6 von 80 EKG-Auswertungen kam es zu deutlichen Unterschieden in der Festlegung der Nulllinie.

Es sei daran erinnert, daß sich während und nach körperlicher Belastung die Amplitude der negativen  $T_a$ -Welle vergrößert und dadurch die PQ- und die ST-Strecke unter die isoelektrische

Linie gesenkt wird (24). Außerdem kann es bei höheren Herzschlagfrequenzen zur Überschneidung der T-Welle mit der fakultativ nachfolgenden U-Welle und P-Zacke kommen. Dadurch ist eine objektive Festlegung einer isoelektrischen Linie möglicherweise deutlich erschwert (54). Beim Vergleich zweier Meßverfahren ist also bei kleineren Diskrepanzen nicht zu sagen, welches Verfahren genauer vermessen hat.

Das Riedl-Programm arbeitet mit einer Auflösungsgenauigkeit von 10 bit, so daß Amplitudenänderungen von 1 <sup>0</sup>/100 noch beschrieben werden. Das ist im Falle der EKG-Auswertung eine "Ablesegenauigkeit", die die des menschlichen Auges übertrifft (8) und mit visuellen Methoden nicht überprüft werden kann.

Zur Wellenidentifizierung benötigt der Computer exakte Vorschriften, wobei die einzelnen EKG-Abschnitte durch mehrere Tausend Maschinenbefehle (69, 86) eindeutig definiert sein müssen. Die mathematische Formulierung elektrokardiographischer Wellen und Zacken wirft besonders dann Probleme auf, wenn ein hoher Störpegel das Nutzsignal überlagert oder der Zyklus selbst größeren Formabweichungen (z.B. durch Extrasystolen) unterliegt (20, 29, 39, 44, 78). Charakteristische Kurvenpunkte wie Anfang und Ende der Wellen und die isoelektrische Linie sind dann nicht mit der erforderlichen Zuverlässigkeit bestimmbar (19, 39, 83, 103). Hier findet sich ein Ansatzpunkt zur sinnvollen Programmüberprüfung durch Vergleich dieser Meßergebnisse

mit manuell ermittelten Daten.

Sobald der Computer einen Punkt falsch identifiziert hat, so resultiert daraus wahrscheinlich eine größere Fehlmessung (20), die dann auch diagnostisch relevant und mit unserer Methodik feststellbar ist. Kleinere Differenzen dagegen (bei Zeitmessungen größenordnungsmäßig 10 msec, bei Amplitudenbestimmungen 0,05 bis 0,10 mV) lassen sich zwar erfassen und beschreiben, es ist aber dann keine Entscheidung darüber möglich, wer in Wirklichkeit genauer gemessen hat - der Mensch oder die Maschine - (20, 21). Gerade die Auswertung von Belastungs-Elektrokardiogrammen birgt auch für die manuelle Vermessung erhebliche Schwierigkeiten und Unsicherheitsfaktoren in sich (17, 22, 54).

Unter Berücksichtigung des Kurvenmaterials kann auf Grund unserer Untersuchungen eine Meßwertdifferenz von  $\Delta y \leq \pm 10$  msec bzw.  $\pm 0,10$  mV noch als gute Übereinstimmung angesehen werden. Vergleichswerte aus der Literatur sind aus folgenden Gründen mit großer Zurückhaltung zu interpretieren:

1. Angaben über die Anzahl richtiger bzw. falscher Meßergebnisse bei Überprüfung eines Computerprogramms unterliegen einer gewissen Willkür, da die Grenzen zwischen Fehlmessung und richtigem Ergebnis fließend sind. Die Größe der in der Literatur angegebenen Prozentzahlen ist davon abhängig, nach welchen

Kriterien im Einzelfall geurteilt wurde.

2. Für einen objektiven Leistungsvergleich verschiedener Meßverfahren ist die Auswertung ein und derselben Elektrokardiogramme erforderlich.
3. Fehler der manuellen Kontrollmessungen sind nicht immer vermeidbar, so daß dadurch das Vergleichsergebnis beeinflußt wird.

BONNER et al. (20) bezeichnen den Begriff "Meßgenauigkeit" sogar als irreführendes Kriterium, betrachten Ergebnisabweichungen von 10 msec als nicht signifikant und schlagen vor, nur die Vermessungszuverlässigkeit eines Computerprogramms auf grobe Fehlmessungen hin zu überprüfen. Bei einem Störpegel von ungefähr 0,025 mV fanden sie in weniger als 1,5% der maschinell ausgewerteten Ableitungen Fehlmessungen (20).

WOLF et al. (106) kontrollierten die Computerergebnisse an 10.473 Elektrokardiogrammen, von denen ca. 40% unter Belastung aufgenommen worden waren. Wenn der Störpegel niedriger als 0,06 mV lag, ließen sich 95% aller Messungen der QRS-Dauer mit  $\pm 10$  msec und die anderer Intervalle mit  $\pm 20$  msec Genauigkeit ermitteln. Für Amplitudenmessungen ergab sich der entsprechende Wert von  $\pm 0,025$  mV (106). Für den Parameter  $R_{\max} - T_{\max}$  erreichten wir mit dem Riedl-Programm in 94% der Fälle eine Übereinstimmung von  $y \leq \pm 10$  msec, was einer größeren Meßgenauigkeit entspricht. Das trifft jedoch nicht für die überprüften Amplituden zu.

Die Angaben über die Fehlerrate schwanken in der Literatur von 0,07% bis 14% (12, 21, 25, 39, 58, 78, 104). Unbefriedigend sind die Ergebnisse bei Programmen zur Arrhythmiediagnostik. Hier kann es vorkommen, daß der Computer fast die Hälfte aller P-Wellen nicht erkennt (84).

### 5.3 Formeln zur Berechnung der Normwerte

Es ist bereits lange bekannt, daß praktisch alle Abschnitte des Elektrokardiogramms durch Änderungen der Herzschlagfrequenz beeinflusst werden (16, 42, 96, 97, 98, 99). Bei der QT-Dauer sind diese Veränderungen besonders ausgeprägt (16) und für die Diagnostik wichtig.

In der Elektrokardiographie ist es üblich, den Normwert der QT-Dauer in Abhängigkeit von der Herzschlagfrequenz zu berechnen. Es stehen dazu zahlreiche Formeln zur Verfügung. Die häufigste Anwendung finden die Gleichungen von FRIDERICIA, BAZETT und HEGGLIN und HOLZMANN (42).

FRIDERICIA: 
$$y = 8,22 \cdot \sqrt[3]{RR}$$

BAZETT: 
$$y = K \cdot \sqrt{RR} \quad \begin{array}{l} K=0,37 \text{ für Männer} \\ K=0,40 \text{ für Frauen} \end{array}$$

HEGGLIN und HOLZMANN: 
$$y = 0,39 \cdot \sqrt{RR} \pm 0,04 \text{ sec}$$

Für die Computeranalyse von Belastungs-Elektrokardiogrammen ist aber auch die Berechnung der übrigen frequenzabhängigen Normwerte wünschenswert.

Es ließen sich auf diese Weise Suchintervalle und auch Meßzeitpunkte festlegen. Entscheidend ist, daß nicht von vornherein eine lineare stochastische Abhängigkeit der einzelnen EKG-Parameter voneinander vorausgesetzt wird. BAZETT, HEGGLIN und HOLZMANN bezogen deshalb die Länge des QT-Intervalls nicht auf die R-R-Zeit selbst, sondern auf die Wurzel des R-R-Intervalls, während FRIDERICIA die dritte Wurzel bevorzugte.

Besonders vielseitig und anpassungsfähig erwies sich in der vorliegenden Arbeit die trigonometrische Funktion

$$y = \frac{y_0 + y_\infty}{2} + \frac{y_\infty - y_0}{\pi} \cdot \arctan [c \cdot (x - d)],$$

bei der vier Faktoren verändert werden können. Abbildung 13 zeigt das Korrelationsdiagramm für die Länge der ST-Strecke mit der eingezeichneten Regressionslinie. Wir haben auch versucht, die einfachere Grundfunktion, wie sie HEGGLIN und HOLZMANN angewendet haben, unseren Meßpunkten anzupassen. Es ergab sich für  $Q-T_{\max}$  die Gleichung

$$y = 9,132 \cdot \sqrt{RR} + 22,54$$

In Abbildung 14 ist der Verlauf dieser Kurve zusätzlich eingezeichnet (gestrichelte Linie). In einem mittleren Bereich ergibt sich ein nahezu identisches Kurvenbild. Die trigonometrische Funktion läßt sich jedoch im Bereich der hohen und niedrigen Herzschlagfrequenzen besser der Punkteschar anpassen.

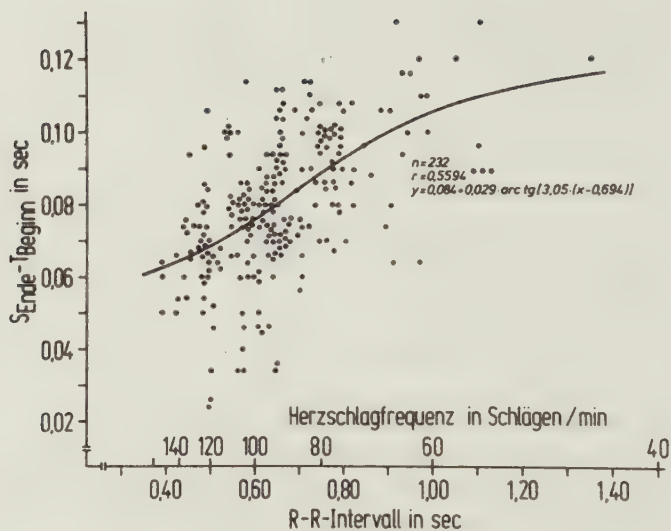


Abbildung 13: Korrelationsdiagramm der ST-Strecke in Abhängigkeit vom R-R-Intervall

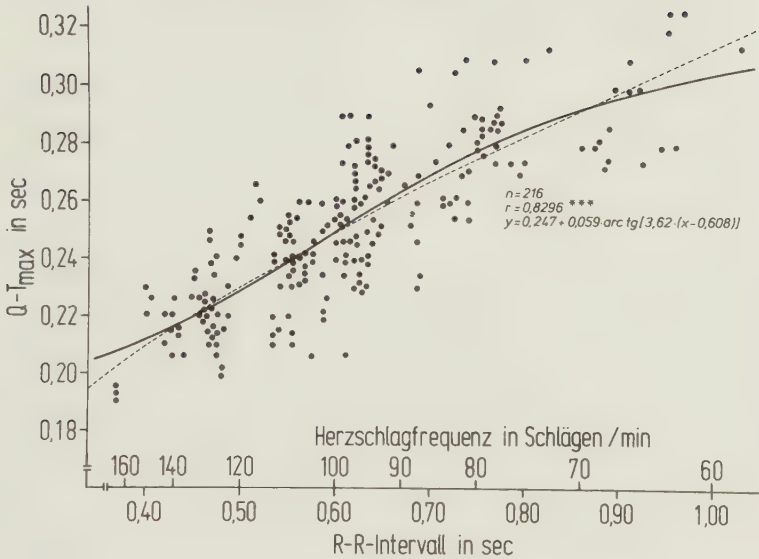


Abbildung 14: Korrelationsdiagramm des Parameters  $Q-T_{\max}$  in Abhängigkeit vom R-R-Intervall.

Gestrichelt eingezeichnet die Kurve  $y = 9,132 \cdot \sqrt{RR} + 22,54 \text{ msec}$

$r = 0,8272^{***}$

$*** \alpha = 0,1\%$

Mit der routinemäßigen Anwendung der trigonometrischen Funktion in der Computeranalyse des EKG wird sich bei entsprechender Kontrolle eine größere Genauigkeit bei der Vermessung der ST-Strecke ergeben.

#### 5.4 Vermessungszuverlässigkeit des Computers und Brauchbarkeit der verwendeten EKG-Parameter

Der Übersichtlichkeit halber seien die Ergebnisse des paarweisen Meßwertvergleichs tabellarisch zusammengefaßt:

Tabelle 4:

Prozentuale Häufigkeiten übereinstimmender Meßergebnisse, die unabhängig voneinander durch manuelle und maschinelle Auswertung ermittelt wurden.

##### Definition:

sehr gute Übereinstimmung:  $\Delta y \leq \pm 5 \text{ msec}$  bzw.  $\pm 0,05 \text{ mV}$

gute Übereinstimmung:  $\Delta y \leq \pm 10 \text{ msec}$  bzw.  $\pm 0,10 \text{ mV}$

Der Punkt  $S_E$  wurde vom Computer grundsätzlich etwas später festgelegt als bei der manuellen Methode. Nach Korrektur dieser systembedingten Differenz um den Faktor 10 msec wurden die in der Tabelle aufgeführten Ergebnisse erhalten. Auch bei  $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$  stellte sich ein kleiner systembedingter Unterschied heraus, der zu berücksichtigen war und korrigiert wurde. In Klammern die relativen Häufigkeiten der unkorrigierten Werte (Einzelheiten siehe Kap. 4.2).

| Parameter<br>(y)            | sehr gute<br>Übereinstimmung | gute<br>Übereinstimmung |
|-----------------------------|------------------------------|-------------------------|
| ST 1/8                      | 26 %                         | 48 %                    |
| ST 2/8                      | 54 %                         | 75 %                    |
| ST 3/8                      | 84 %                         | 90 %                    |
| $R_{\max} - T_{\text{Beg}}$ | 39 % (36%)                   | 62 % (54%)              |
| $R_{\max} - S_E$            | 59 % (17%)                   | 89 % (35%)              |
| $R_{\max} - T_{\max}$       | 70 %                         | 94 %                    |

Die prozentualen Häufigkeiten zeigen eindeutig, daß die Wahl eines EKG-Parameters für die Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit der Messungen von entscheidender Bedeutung ist. So wurde beispielsweise bei nur 26% der ST 1/8-Amplituden eine Übereinstimmung von  $\pm 0,05$  mV zwischen Computer-Ergebnis und manuellem Kontrollwert gefunden, während die ST 3/8-Amplituden bei 84 % der Messungen diesen hohen Grad an Übereinstimmung erreichen konnten (Tabelle 4). Die Meßgenauigkeit des Rechners ist größer als der Wert  $\pm 0,05$  mV zunächst vermuten läßt:

Die manuelle und die maschinelle Auswertung wurden völlig unabhängig voneinander ausgeführt. Daher ist nicht auszuschließen, daß der Computer eventuell andere Komplexe aus einer Aufzeichnung auswählte, als mit der manuellen Kontrollmessung erfaßt wurden. Bei einigen Parametern kann allein durch eine unterschiedliche Auswahl der Zyklen eine frequenzbedingte Diskrepanz der Meßergebnisse auftreten, wobei Änderungen des Zwerchfellstandes als zusätzlicher Faktor das EKG beeinflussen können. Die isoelektrische Linie wurde bei der maschinellen Vermessung nach einem nichtlinearen Verfahren korrigiert. Diese Methode ließ sich aber bei der manuellen Auswertung nicht nachahmen. Es sind also neben

einer kleinen Differenz, die durch eine unterschiedliche Auswahl von EKG-Komplexen hervorgerufen werden kann, auch systembedingte, nicht als Fehler zu wertende Unterschiede der Meßergebnisse zu erwarten. Diese beiden schwer zu determinierenden Störfaktoren können in der ermittelten Differenz  $\Delta y$  enthalten sein.

### ST-Pegel

ST 1/8: Die maschinelle Auswertung der ST-Pegel am Ende des ersten Achtels der Strecke  $R_{\max} - T_{\max}$  erbrachte praktisch unbrauchbare Ergebnisse und damit den schlechtesten Grad an Übereinstimmung mit dem manuellen Kontrollwert überhaupt. KITCHIN et al. (52) vermieden es, Amplitudenmessungen innerhalb des QRS-Komplexes vorzunehmen und erzielten zuverlässigere Meßergebnisse.

ST 2/8: ST 2/8 nimmt bei der Beurteilung der Vermessungszuverlässigkeit eine Mittelstellung ein. Es wurden bereits bessere Ergebnisse als für ST 1/8 erzielt (vgl. Tabelle 4).

ST 3/8: Die Amplituden von ST 3/8 wurden sowohl manuell als auch maschinell sehr genau vermessen. Die Übereinstimmung von mindestens  $\pm 0,05$  mV zwischen Computer-Ergebnis und manuellem Kontrollwert

in 84 % der Fälle spricht für eine sehr hohe Meßgenauigkeit beider Verfahren an diesem Meßpunkt.

Zeit-Parameter:

$R_{\max}-S_E$ : Der Computer hat den Bezugspunkt  $S_E$  grundsätzlich etwas später festgelegt als es bei der manuellen Methode geschehen ist. Er hat dann aber systematisch nach seiner Definition gut vermessen und lieferte damit brauchbare Werte. Der Parameter  $R_{\max}-S_E$  wurde etwa mit gleicher Zuverlässigkeit wie die Amplitude ST 2/8 vermessen.

$R_{\max}-T_{\text{Beg}}$ :  $R_{\max}-T_{\text{Beg}}$  erwies sich als unsicherster Zeitparameter. Der Punkt  $T_{\text{Beg}}$  war auch manuell häufig schwer zu bestimmen. Eine gute Übereinstimmung wurde nur in 62 % erreicht. Die Schwierigkeit, mit der sich die ST-Strecke von der T-Welle abgrenzen läßt, ist allgemein bekannt (43, 49, 51, 54, 55, 70, 83, 103).

$R_{\max}-T_{\max}$ : Mit größter Zuverlässigkeit wurde das Intervall  $R_{\max}-T_{\max}$  ermittelt. In 94% der Messungen traten vom manuellen Kontrollwert keine größeren Differenzen als  $\pm 10$  msec auf. Gravierende Fehlmessungen sind praktisch nicht aufgetreten. Ähnlich gute Resultate wurden nur noch für den Pegel ST 3/8 erzielt (Abbildung 9 und 10).

### 5.5 Ursachen maschineller Fehlmessungen

Es stellt sich die Frage, in welchen Fällen zwischen Computer-Ergebnis und manuellem Kontrollwert eine große Differenz auftrat, und wo die Ursachen grober Fehlmessungen lagen. Deshalb seien einige charakteristische Befunde, die sich bei der nachträglichen Überprüfung der Computerwerte ergaben, aufgeführt:

Abbildung 15 zeigt eine typische Skizze zur Fehleranalyse, Abbildung 16 das zugehörige EKG. Es wird deutlich, daß in diesem Beispiel die Differenzen der Amplitudenmessungen durch eine unterschiedliche Lage der isoelektrischen Linie erklärbar sind. Der Computer hat die Nulllinie ca. 0,2 mV tiefer festgelegt als es bei der manuellen Vermessung geschehen ist. Deshalb sind alle maschinellen Meßwerte ca. 0,2 mV größer als die Kontrollwerte. Für ST 1/4, ST 2/4 und ST 3/4 liegen zwar keine manuellen Kontrollmessungen vor, aus dem Verlauf der gestrichelten Kurve in Abbildung 15 ist aber erkenntlich, daß die Meßgenauigkeit der der Pegel ST 2/8 und ST 3/8 entspricht.

In 6 Fällen von 80 EKG-Auswertungen kam es zu deutlichen Unterschieden in der Festlegung der isoelektrischen Linie, wodurch die Differenzen bei den Parametern ST 2/8 und ST 3/8 zu erklären sind.

Die maschinellen Fehlmessungen von ST 1/8 haben in der Regel eine andere Ursache: Der Meßpunkt lag immer in steilen Kurvenabschnitten. Abbildung 17 veranschaulicht das Problem. Dort beeinflußt eine geringfügige Ungenauigkeit ( $\Delta x = 7 \text{ msec}$ ) bei der Festlegung der Abszisse von ST 1/8 deutlich das Ergebnis der Amplitudenmessung ( $\Delta y = 0,3 \text{ mV}$ ).

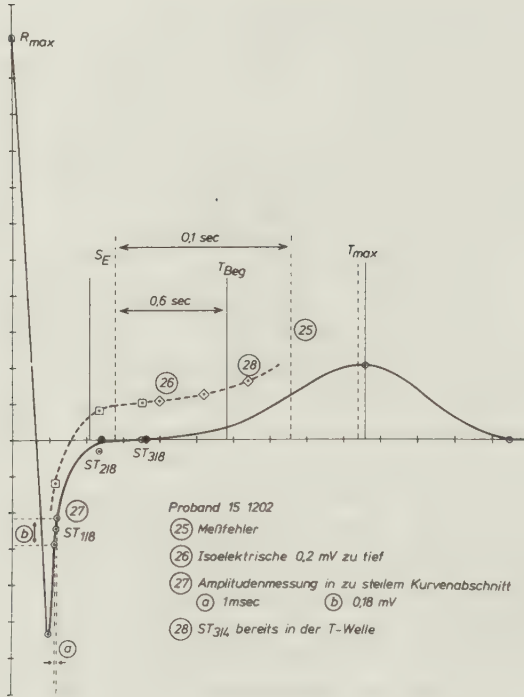


Abbildung 15: Skizze zur Fehleranalyse.

Die ausgezogenen senkrechten Linien markieren die visuell bestimmte Lage von  $S_E$ ,  $T_{Beg}$  und  $T_{max}$ . Gestrichelt parallel dazu verlaufen die Markierungslinien der entsprechenden maschinell ermittelten Werte. Die Ordinate des Koordinatensystems entspricht der Lage von  $R_{max}$ , die Abszisse der manuell bestimmten "Isoelektrischen". Ausgezogen gezeichnet der Kurvenzug des R-T-Abschnittes, der sich aus den manuell ermittelten Messungen rekonstruieren ließ (● = ST-Pegel der manuellen Einzelmessungen).

Darüber gestrichelt gezeichnet die Verbindungslinie der Computer-Amplitudenwerte ST 1/8, ST 2/8, ST 3/8, ST 1/4, ST 2/4 und ST 3/4 (■ = ST 1/8, ST 2/8 und ST 3/8; ◆ = ST 1/4, ST 2/4 und ST 3/4).

EKG, Abl. Nehb 15 30 00 12040 75000

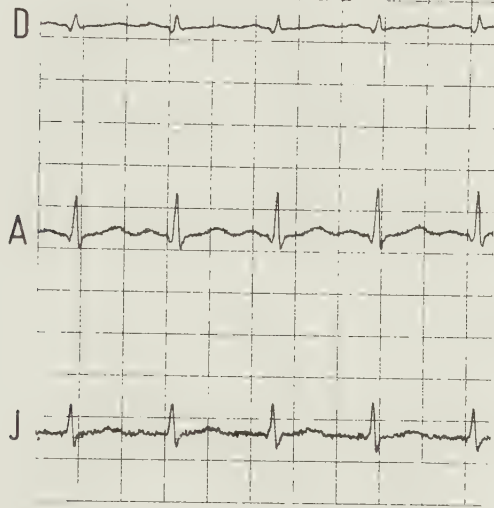


Abbildung 16: Vergleichs-EKG zu Abbildung 15.  
(Registrierung unter 75 Watt  
Belastung)

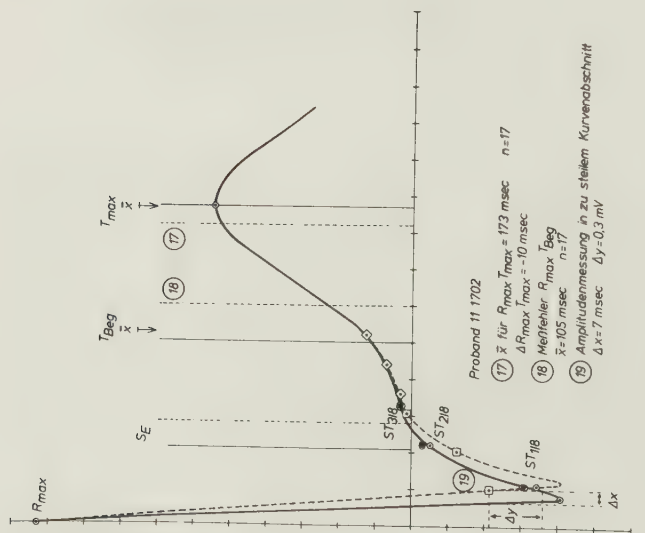
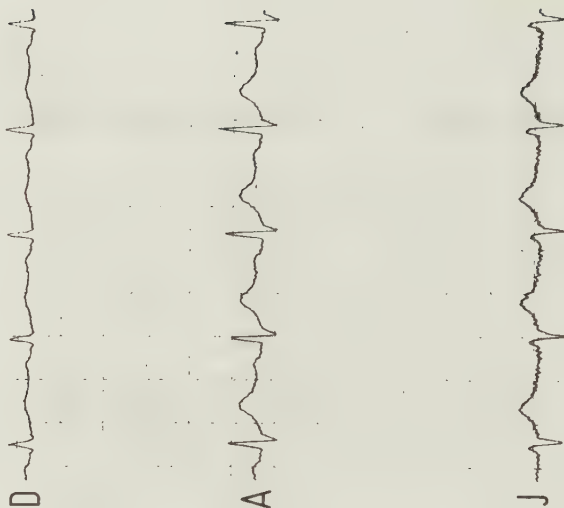


Abbildung 17: Skizze zur Fehleranalyse. Daneben zum Vergleich ein Ausschnitt aus dem entsprechenden Elektrokardiogramm (Ende der 1. Erholungsminute).

Amplitudenmessungen in steilen Kurvenabschnitten sind unzuverlässig, da bereits eine minimale Verschiebung des Meßpunktes in waagerechter Richtung zu großen Amplitudendifferenzen führt. Hier liegt ST 1/8 im abfallenden Schenkel der S-Zacke. (Weitere Erläuterungen siehe Legende zu Abbildung 15)



Wie bereits erläutert (siehe Seite 12), ist durch die Analog-Digital-Umwandlung für das vorliegende Computerprogramm eine obere Grenze der Genauigkeit für Zeitmessungen mit 4 msec vorgegeben. Diese Genauigkeit reicht aber zur Festlegung eines Amplituden-Meßpunktes in steilen Abschnitten der R- und S-Zacke nicht aus. Jetzt wird auch verständlich, weshalb die ST-Pegel am Ende des 2. bzw. 3. Achtels der Strecke  $R_{\max} - T_{\max}$  mit größerer Zuverlässigkeit bestimmbar waren. Diese Zuverlässigkeit ist auch für die Meßpunkte ST 1/4 und ST 2/4 gegeben.

Für ST 3/4 wurde häufiger ein bisher nicht beschriebener Fehler festgestellt. Hier lag der Meßpunkt in 10% der 80 EKG-Analysen im Bereich des aufsteigenden Schenkels der T-Welle, obwohl definitionsgemäß die Amplitudenmessung am Ende des 3. Viertels der ST-Strecke auszuführen war. Als Fehlerursache stellte sich ohne Ausnahme eine falsche Festlegung von  $T_{\text{Beg}}$  heraus. Ein Beispiel gibt Abbildung 15. In diesem Fall hat der Computer den Beginn der T-Welle 0,1 sec hinter dem von ihm bestimmten S-Ende festgesetzt. Es ist möglich, daß er den Anfang der T-Welle nicht gefunden hat und deshalb diese Wahl traf (vgl. Seite 14 Punkt d). Eine nachträgliche manuelle Vermessung aller 18 Zyklen der 8-sec-Aufzeichnung hat diesen Computerwert nicht bestätigt.

Es ist daher nicht zu empfehlen, die Länge der ST-Strecke auf 100 msec willkürlich festzulegen, da sie frequenzabhängig ist. Eine Ermittlung aus  $R_{\max} -$

$T_{\max}$  oder dem R-R-Intervall wäre günstiger.  
In dem Zyklus der Abbildung 15 hätte eine Berechnung nach Formel 3 (Seite 27) oder Formel 10 (Seite 37) nur eine Länge von 60 msec ergeben. Dieser Wert würde mit dem manuellen Meßwert übereinstimmen.

Die maschinellen Ergebnisse der Zeit-Parameter wurden ebenfalls von Fall zu Fall überprüft. Bei den Computer-Werten ließ sich von  $R_{\max}-T_{\max}$  keine einzige Fehlmessung objektivieren. Für  $R_{\max}-S_E$  zeigte sich immer wieder die bereits erwähnte unterschiedliche systembedingte Lage von  $S_E$ . Ein Beispiel gibt Abbildung 15: Bei der manuellen Methode wurde der Punkt in den Bogen der S-Zacke gelegt, während der Computer das äußerste Ende des QRS-Komplexes gewählt hat. Da maschinell konsequent nach demselben Verfahren vermessen wurde, kann diese ca. 10 msec betragende systematische Verschiebung nicht als Meßfehler gewertet werden (vgl. auch Abbildung 10).

Anders ist das Beispiel der Abbildung 18 zu beurteilen. Hier beträgt  $\Delta R_{\max}-S_E$  +34 msec. Diese große Differenz kann nicht durch die unterschiedliche Definition des Kurvenpunktes  $S_E$  bedingt sein. Es liegt in diesem Fall ein Meßfehler des Computers vor.  $R_{\max}-S_E$  wurde insgesamt bei 4 von 80 EKG-Auswertungen eindeutig falsch vermessen.

Die maschinelle Vermessung technisch einwandfreier, unproblematischer EKG-Aufzeichnungen kann also heute mit großer Zuverlässigkeit ausgeführt werden, wobei die Quote für signifikante Fehl-

EKG, Abl. Nehb 22 30 00 16041 00000

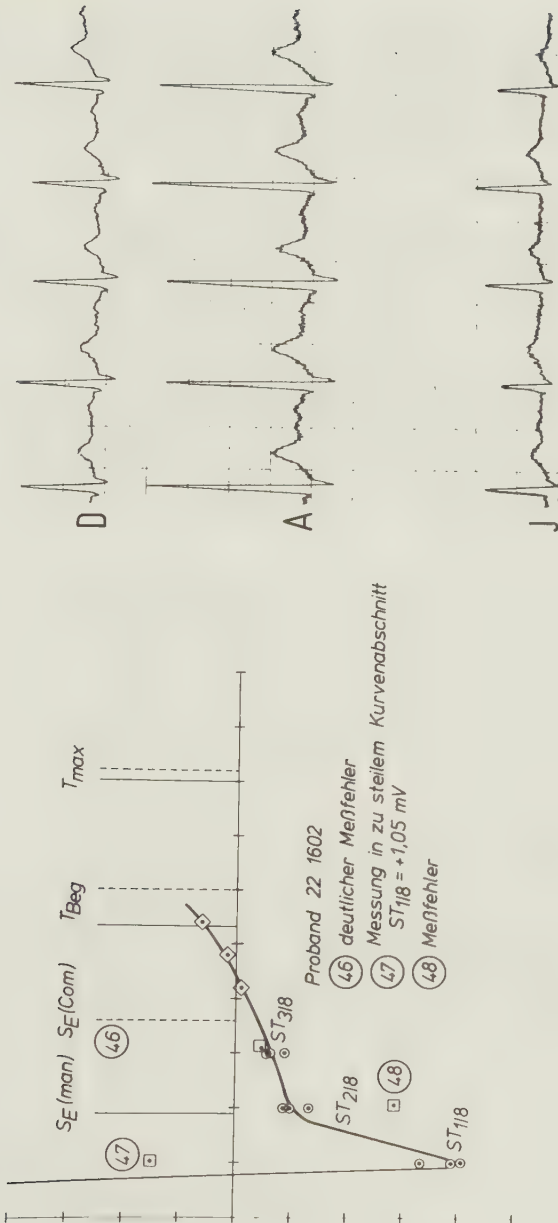


Abbildung 18: Skizze und Vergleichs-EKG (100 Watt Belastung)

$SE (Com)$  = Meßergebnis des Computers

$SE (man)$  = manueller Kontrollwert

(Weitere Erläuterungen siehe Legende zu Abbildung 15)

messungen je nach ausgewähltem Parameter zwischen 0,7 und 2,8% liegt (18, 20, 21, 39). Eine höhere Fehlerrate bei Computerauswertungen ergibt sich in Abhängigkeit von der Interferenz des Signals mit Fremdspannungen oder der Auswahl der zu vermessenen EKG-Parameter.

Um die Zuverlässigkeit maschineller Verfahren zu erhöhen, bieten sich folgende Ansatzpunkte an:

1. Es ist darauf zu achten, daß bereits bei der Übertragung von Belastungselektrokardiogrammen eine ausreichende technische Qualität erzielt wird. Artefakte lassen sich nachträglich vom Nutzsignal nur schwer trennen.
2. Der Computer sollte nur die Aufzeichnungen auswerten, die einen bestimmten Störpegel nicht überschreiten. Es erscheint zweckmäßiger, auf einige Messungen zu verzichten, anstatt das Risiko einzugehen, grob fehlerhafte Daten in die Ergebnisse eingestreut zu bekommen.
3. Bei der Entwicklung von Computerprogrammen sollte man in erster Linie zuverlässige Referenzpunkte und Parameter auswählen. Es ist in Erwägung zu ziehen, ob in dem überprüften Computerprogramm die Referenzpunkte S-Ende und T-Beginn nicht besser durch die Maxima von R und T zu ersetzen sind.

4. Man ist gegenwärtig noch nicht in der Lage, den Beginn der T-Welle sicher maschinell zu bestimmen. Deshalb sollten hierzu zunächst weitere Untersuchungen durchgeführt werden.
5. Eine willkürliche Festlegung der ST-Strecke auf einen vorgegebenen frequenzunabhängigen Wert ist in Belastungs-Elektrokardiogrammen problematisch. Es erscheint zweckmäßig, frequenzabhängige Parameter aus dem R-R-Intervall oder aus  $R_{\max}-T_{\max}$  zu berechnen, um nach diesen Normwerten die Meßzeitpunkte für Pegelbestimmungen festzulegen.

## 6. ZUSAMMENFASSUNG

In der vorliegenden Arbeit waren die Ergebnisse einer automatischen EKG-Analyse mit manuellen Kontrollwerten zu vergleichen, um festzustellen, ob die vom Computer verwendeten Meßpunkte für die Auswertung von Belastungselektrokardiogrammen geeignet sind. Die wichtigsten Zeitparameter des R-T-Abschnittes wurden auf ihre Abhängigkeit von der Herzschlagfrequenz überprüft und Formeln zur Berechnung ihrer Normwerte entwickelt.

Die Untersuchungen erfolgten an 80 EKG-Aufzeichnungen (Abl. D, A, J nach Nehb) einer in vier Stufen bis maximal 100 Watt ausgeführten Ergometerbelastung von 10 klinisch gesunden Probanden. Eine Übereinstimmung von mindestens  $\pm 0,1$  mV bzw.  $\pm 10$  msec zwischen maschinell ermitteltem Ergebnis und manuellem Kontrollwert ergab sich je nach Wahl der Meßpunkte

bei 48% bis 90% der Pegel-  
und 54% bis 94% der Intervallmessungen.

Am zuverlässigsten wurden die Amplituden im Bereich der ersten Hälfte der ST-Strecke (ST 3/8 und ST 1/4) und der Abstand zwischen dem Maximum der R- und der T-Zacke ( $R_{\max} - T_{\max}$ ) vom Computer bestimmt. Amplitudenmessungen in steilen Abschnitten der S-Zacke (ST 1/8) sind bei einer Frequenz der Analog-Digital-Umwandlung von 250 Hz nicht zu empfehlen.

Bei dem überprüften Programm wurde dann, wenn der Computer den Beginn der T-Welle nicht fand, die Länge der ST-Strecke willkürlich auf 100 msec festgesetzt, um einen Referenzpunkt für die Pegelmessungen am Ende des 1., 2. und 3. Viertels (ST 1/4, ST 2/4, ST 3/4) der ST-Strecke zu erhalten. Dieses Verfahren muß für die Auswertung von Belastungselektrokardiogrammen geändert werden. Alle Einzelabschnitte des ST-T-Intervalls sind deutlich von der Herzschlagfrequenz abhängig. Die Normwerte lassen sich aus der Herzschlagfrequenz oder aus dem Intervall  $R_{\max} - T_{\max}$  berechnen:

$$R_{\max} T_{\max} = 0,208 + 0,040 \cdot \arctan [6,09 \cdot (x - 0,611)]$$

$$R_{\max} T_{\text{Beg}} = 0,103 + 0,040 \cdot \arctan [2,58 \cdot (x - 0,660)]$$

$$S_E T_{\text{Beg}} = 0,084 + 0,029 \cdot \arctan [3,05 \cdot (x - 0,694)]$$

$$T_{\text{Beg}} T_{\max} = 0,081 + 0,012 \cdot \arctan [16,71 \cdot (x - 0,602)]$$

$$Q - T_{\max} = 0,247 + 0,059 \cdot \arctan [3,62 \cdot (x - 0,608)]$$

$$x = R-R\text{-Intervall in sec}$$

Wenn man sich entschließt, die gefundenen Formeln bei der Computeranalyse anzuwenden, so müßten an Hand von mehreren Tausend Meßdaten die Gleichungen überprüft und gegebenenfalls korrigiert werden.

Nach einigen Änderungen des Programms dürfte die computermäßige Vermessung von telemetrisch übertragenen Belastungselektrokardiogrammen bei Screening-Untersuchungen möglich sein. Um die Zu-

verlässigkeit maschineller Verfahren zu erhöhen, bieten sich folgende Ansatzpunkte an:

1. Es ist darauf zu achten, daß bereits bei der Übertragung von Belastungselektrokardiogrammen eine ausreichende technische Qualität erzielt wird.
2. Der Computer sollte nur die Aufzeichnungen auswerten, die einen bestimmten Störpegel nicht überschreiten. Es erscheint zweckmäßiger, auf einige Messungen zu verzichten, anstatt das Risiko einzugehen, grob fehlerhafte Daten in die Ergebnisse eingestreut zu bekommen.
3. Bei der Entwicklung von Computerprogrammen sollte man in erster Linie zuverlässige Referenzpunkte und Parameter auswählen. Es ist in Erwägung zu ziehen, ob in dem überprüften Computerprogramm die Referenzpunkte S-Ende und T-Beginn nicht besser durch die Maxima von R und T zu ersetzen sind.
4. Zur Festlegung der ST-Strecke erscheint es zweckmäßig, frequenzabhängige Parameter aus dem R-R-Intervall oder aus  $R_{\max}-T_{\max}$  zu berechnen, um nach diesen Normwerten die Meßzeitpunkte für Pegelbestimmungen festzulegen.

## 7. LITERATURVERZEICHNIS

1. ABEL, H. : Das Verhalten des räumlichen T-Flächenvektors in Abhängigkeit von der Herzfrequenz beim Herzge-  
SCHÖNBERGER, W. sunden und bei verschie-  
denen Herzerkrankungen.  
Z. Kreisl.-Forsch. 58,  
830-834 (1968)
2. ABEL, H. : Anatomische Studien zur  
SCHÖNBERGER, W. Entstehung der T-Welle.  
Z. Kreisl.-Forsch. 60,  
55-60 (1971)
3. ABILDSKOV, J.A. : The electrocardiogram and  
MILLAR, K. the central nervous system.  
BURGESS, M.J. Progr. cardiovasc. Dis.  
VINCENT, W. 13, 210-216 (1970)
4. ABILDSKOV, J.A. : The primary T wave-a new  
BURGESS, M.J. electrocardiographic  
MILLAR, K. waveform.  
WYATT, R. Amer. Heart J. 81, 242-249  
BAULE, G. (1971)
5. ADAMS, C.W. : T-wave changes with in-  
spiration.  
J. Amer. med. Ass. 216,  
1019-1022 (1971)
6. AKIYAMA, T. : Labile T wave.  
Jap. Heart J. 11, 573-583  
(1970)
7. ALEXANDER, D.C. : Computer diagnosis of electro-  
WORTZMAN, D. cardiograms.  
I. Equipment.  
Comput.biomed. Res. 1,  
348-365 (1968)\*
8. AMLINGER, P.R. : Biotelemetry and computer  
analysis of electrocardio-  
grams.  
Meth. Inform. Med. 8,  
120-127 (1969)

9. ANTALÓCZY, Z. : Automatische Bestimmung  
der räumlichen Herz-  
vektoren mit Hilfe eines  
Triaxikardiometers.  
Z. Kreisl.-Forsch. 60,  
501-505 (1971)
  
10. ARMSTRONG, J.B. : Canadian colloquium on  
CUDDY, T.E. 'computer-assisted inter-  
MILLIKEN, J.A. pretation of electro-  
cardiograms.  
Canad. med. Ass. J. 108,  
1229 (1973)
  
11. ARNOLD, T.G. : Digital computer quanti-  
WOODY, R.H. tation of electrocardio-  
NEWMAN, E.V. graphic repolarisation  
changes for studies of  
ischemic coronary heart  
disease.  
Comput. biomed. Res. 4, 594-  
606 (1971)
  
12. BAILEY, J.J. : A method for evaluating  
ITSCOITZ, S.B. computer programs for  
HIRSHFELD, J.W. electrocardiographic  
GRAUER, L.E. interpretation.  
HORTON, M.R. I. Application to the  
experimental IBM program  
of 1971.  
Circulation 50, 73-79  
(1974)
  
13. BAILEY, J.J. : A method for evaluating  
ITSCOITZ, S.B. computer programs for  
GRAUER, L.E. electrocardiographic  
HIRSHFELD, J.W. interpretation.  
HORTON, M.R. II. Application to version  
D of the PHS program and the  
Mayo clinic program of 1968.  
Circulation 50, 80-86 (1974)
  
14. BAILEY, J.J. : A method for evaluating  
HORTON, M. computer programs for electro-  
ITSCOITZ, S.B. cardiographic interpretation.  
III. Reproducibility testing  
and the sources of program  
errors.  
Circulation 50, 88-93 (1974)

15. BELLET, S. : The electrocardiogram  
MULLER, O.F. during exercise. Its value  
in the diagnosis of angina  
pectoris.  
Circulation 32, 477-487  
(1965)
  
16. BERGES, D. : Untersuchungen über das Aus-  
maß von Tagesschwankungen  
im EKG gesunder Versuchs-  
personen.  
Z. Kreisl.-Forsch. 54, 35-  
49 (1965)
  
17. BLACKBURN, H. : The exercise electrocardio-  
BLOMQUIST, G. gram:  
FREIMAN, A. Differences in interpretation.  
FRIESINGER, G.C. Report of a technical group  
HORNSTEN, T.R. on exercise electrocardio-  
JACKSON, L. graphy.  
La MONTE, C.S. Amer. J. Cardiol. 21,  
LESTER, M. 871-880 (1968)  
MOST, A.S.  
MASON, R.E.  
MAZZARELLA, J.  
Mc NAILEY, M.C.  
ROSNER, S.  
SHEFFIELD, L.T.  
SIMONSON, E. et al.
  
18. BLACKBURN, H. : VI. Importance of the  
electrocardiogram in  
populations outside the  
hospital.  
Canad. med.Ass. J. 108,  
1262-1265 (1973)
  
19. Le BLANC, A.R. : III. Present state of  
ROBERGE, F.A. arrhythmia analysis by  
computer.  
Canad. med. Ass. J. 108,  
1239-1251 (1973)
  
20. BONNER, R.E. : Computer diagnosis of  
SCHWETMAN, H.D. electrocardiograms.  
II. A computer program  
for EKG measurements.  
Comput. biomed. Res. 1,  
366-386 (1968)

21. BONNER, R.E. : A new computer program for  
CREVASSE, L. analysis of scalar electro-  
FERRER, M.I. cardiograms.  
GREENFIELD, J.C. Comput. biomed. Res. 5,  
629-653 (1972)
22. BRUCE, R.A. : Quantitation of QRS and ST  
MAZZARELLA, J. segment responses to  
JORDAN, J.W. exercise.  
GREEN, E. Amer. Heart. J. 71,  
455-466 (1966)
23. van BUCHEM, F.S.P.: The clinical significance  
DRION, E.F. of an ST-Segment de-  
WIGBOUT, M. pression in the electro-  
BOSSCHIETER, E. cardiogram. A seven-year  
longitudinal study.  
Arch. Kreisf.-Forsch. 60,  
1-16 (1969)
24. BUTSCHENKO, L.A. : Das Ruhe- und Belastungs  
EKG bei Sportlern.  
Barth, Leipzig 1967
25. CARCERES, C.A. : Performance in the analysis  
HOCHBERG, H.M. of the electrocardiogram.  
Amer. Heart J. 79,  
439-443 (1970)
26. CAWOOD, H.T. : Day to day and beat to  
MACFARLANE, P.W. beat variation in normal  
HILLIS, S. 3 orthogonal lead electro-  
LAWRIE, T.D.V. cardiograms.  
Brit. Heart. J. 36, 1225-  
1230 (1974)
27. DAVIES, C.T.M. : Computer quantitation of  
KITCHIN, A.H. ST segment response to  
KNIBBS, A.V. graded exercise in  
NEILSON, J.M. untrained and trained  
normal subjects.  
Cardiovasc. Res. 5, 201-  
209 (1971)
28. DUDECK, J. : Computeranalyse des  
MICHAELIS, J. Elektrokardiogramms.  
I. Datenerfassung und Aus-  
wertung.  
Klin. Wschr. 49, 717-729  
(1971)

29. DUDECK, J. : Computeranalyse des  
Elektrokardiogramms.  
EDV in Medizin und Bio-  
logie 4, 132-137 (1973)
30. DURAND, M. : L'utilisation du calcul  
CHARTRAIN, E. automatique en vector-  
KOECHLIN, R. cardiographie.  
GAUDEAU, C. Arch. Mal. Coeur 62, 979-  
COURTOIS, B. 990 (1969)  
HOURDE, J.C.  
GILBERT, J.C.  
NEEL, F.  
DELAMARE, J.V.
31. EDDLEMAN, E.E. : Computer analysis of the  
PIPBERGER, H.V. orthogonal electrocardio-  
gram and vectorcardiogram  
in 1002 patients with  
myocardial infarction.  
Amer. Heart J. 81, 608-  
621 (1971)
32. FIELDMAN, A. : Evaluation of routine  
DOBROW, R.J. ECG screening of an  
REINFRANK, R.F. outpatient population  
ABRAHAM, S. with computer diagnosis.  
CARCERES, C.A. J. Amer. med. Ass. 205,  
627-630 (1968)
33. FISCHMANN, E. : Beat to beat and observer  
COSMA, J. variation of the electro-  
PIPBERGER, H.V. cardiogram.  
Amer. Heart. J. 75,  
465-473 (1968)
34. GELIN, J. : Analyse automatique de  
DUCIMETIERE, P. l'électrocardiogramme.  
KAHN, J. Tests d'un programme  
ROCHEMAURE, J. d'analyse et considérations  
LENÈGRE, J. techniques.  
Arch. Mal. Coeur 64, 587-  
604 (1971)
35. GIBSON, T.C. : Telecardiography and the  
THORNTON, W.E. use of simple computers.  
ALGARY, W.P. New Engl. J. Med. 267,  
CRAIGE, E. 1218-1224 (1962)

36. GILLMANN, H. : Über die Möglichkeit der datenmäßigen EKG-Erfassung und einer automatischen EKG-Analyse. Z. Kreisl.-Forsch. 57, 1-17 (1968)
37. GILLMANN, H. : Über den heutigen Stand der Elektrokardiagnostik. Münch. med. Wschr. 111, 1281-1287 (1969)
38. GODEFROID, M. : La duree de l'intervalle QT. Acta cardiol. 20, 264-273 (1965)
39. GORMAN, P.A. : Computer analysis of the  
EVANS, J.M. electrocardiogram:  
Evaluation of experience  
in a hospital heart station.  
Amer. Heart J. 80, 515-521  
(1970)
40. HABERMEHL, A. : Elektrokardiographie.  
Dtsch. Arztebl. 68, 1471-  
1479 (1971)
41. HAUSER, H. : Bewertung von elektrokardio-  
PERL, R. graphischen Aufzeichnungen  
SCHORR, H. mit mathematischen Hilfs-  
mitteln.  
Arch. Kreisl.-Forsch. 67,  
142-158 (1972)
42. HEGGLIN, R. : Die klinische Bedeutung der  
HOLZMANN, M. verlängerten QT-Distanz  
(Systolendauer) im Elektro-  
kardiogramm.  
Z. klin. Med. 132, 1-32  
(1937)
43. HEINECKER, R. : EKG-Fibel, 9. Aufl.  
Thieme, Stuttgart 1973
44. HEINRICH, K.W. : Genauigkeit der Meßwerter-  
MERX, W. fassung bei der EKG-Analyse  
MEYER, J. durch Computer im Vergleich  
BRUNNER, E. zur ärztlichen Befundung.  
NOWAK, H. Med. Welt 23 (N.F.) 1787-  
1788 (1972)

45. HELPPI, R.R. : IV. Suggested minimal  
UNITE, V. performance requirements  
WOLF, H.K. and methods of performance  
evaluation for computer  
ECG analysis programs.  
Canad. med. Ass. J. 108,  
1251-1259 (1973)
46. Mc HENRY, P.L. : Computer quantitation of  
STOWE, D.E. the ST-segment response  
LANCASTER, M.C. during maximal treadmill  
exercise. Clinical corre-  
lation.  
Circulation 38, 691-701  
(1968)
47. Mc HENRY, P.L. : Correlation of computer-  
PHILLIPS, J.F. quantitated treadmill  
KNOEBEL, S.B. exercise electrocardio-  
gram with arteriographic  
location of coronary  
artery disease.  
Amer. J. Cardiol. 30, 747-  
751 (1972)
48. HOCHBERG, H.M. : Monitoring of electrocardio-  
WEIHRER, A.L. grams in a coronary care  
Mc ALLISTER, J.W. unit by digital computer.  
CALATAYUD, J.B. J. Amer. med. Ass. 207,  
ZIMMERMAN, A.K. 2421-2424 (1969)  
CARCERES, C.A.
49. HOLZMANN, M. : Klinische Elektrokardio-  
graphie.  
Thieme, Stuttgart 1965
50. IMMICH, H. : Medizinische Statistik.  
Schattauer, Stuttgart-New  
York 1974
51. JUNG, K. : Probleme der Computeranaly-  
RINKE, H. se und -kodierung der Ergo-  
Elektrokardiographie.  
Herz/Kreisl. 5, 461-469  
(1973)

52. KITCHIN, A.H. : The T wave of the  
NEILSON, J.M. electrocardiogram during  
and after exercise in  
normal subjects.  
Cardiovasc. Res. 6,  
143-149 (1972)
53. KÜHLER, J.A. : Grundlagen der Elektro-  
kardiographie mit be-  
sonderer Berücksichtigung  
vektorieller Betrachtungs-  
weise.  
Z. Allgemeinmedizin - Der  
Landarzt - 45. Jahrg.,  
H. 35, 1657-1673 (1969)
54. LEINBACH, R.C. : The electrocardiogram in  
CARCERES, C.A. tachycardia. Common errors  
in interpretation.  
Amer. Heart J. 71, 611-  
615 (1966)
55. LEMMERZ, A.H. : Die Deutung des EKG,  
SCHMIDT, R. 2. Aufl.  
KRANEMANN, J. G. Braun, Karlsruhe 1965
56. LEMMERZ, A.H. : Semiquantitative Formanalyse  
der korrigierten orthogonalen  
EKG-Ableitungen nach Frank.  
Bestimmung der Raumvektoren  
mittels eines Hilfsmodells.  
Med. Klin. 61, 450-453 (1966)
57. LINDEMANN, P. : Praxis der elektronischen  
Datenverarbeitung.  
I. Aufbau und Arbeitsweise  
elektronischer Datenver-  
arbeitungsanlagen.  
Agenor, Oberursel/Ts. 1967
58. MACFARLANE, P.W. : ECG waveform identification  
by digital computer.  
Cardiovasc. Res. 5, 141-  
146 (1971)
59. MACFARLANE, P.W. : Normal ranges of modified  
LORIMER, A.R. axial lead system electro-  
LAWRIE, T.D.V. cardiogram parameters.  
Brit. Heart J. 33, 258-265 (1971)

60. MACFARLANE, P.W. : 3 and 12 lead electro-  
LORIMER, A.R. cardiogram interpretation  
LAWRIE, T.D.V. by computer. A comparison  
on 1093 patients.  
Brit. Heart J. 33, 266-  
274 (1971)
61. MACY, J. : The value and limitations  
JAMES, T.N. of computer monitoring  
in myocardial infarction.  
Progr. cardiovasc. Dis. 13,  
495-505 (1971)
62. MANFREDI, J. : VII. Considerations relevant  
KLASSEN, G.A. to a rational transition  
from the present system  
to automated ECG analysis.  
Canad. med. Ass. J. 108,  
1265-1268 (1973)
63. MARRIOT, M.R. : I. Review of the present  
FRASER, R.S. state of automated electro-  
ROSE, D.J. cardiogram interpretation.  
DAECHSEL, W.F.O. Canad. med. Ass. J. 108,  
1230-1232 (1973)
64. MATZDORFF, F. : Das Belastungs-EKG und das  
Langzeit-EKG.  
Münch. med. Wschr. 111,  
1288-1293 (1969)
65. MEERKAMM, F. : Elektrokardiographische Be-  
HERTLE, F.H. obachtungen bei gesunden  
Probanden und Herzinfarkt-  
patienten unter standardi-  
sierter submaximaler Ergo-  
meter-Belastung.  
Arch. Kreisf.-Forsch. 57,  
240-256 (1968)
66. von MENGDEN, H.-J. : Computeranalyse des korri-  
BRODDA, K. gierten, orthogonalen Kardiogramms.  
I. Über das korrigierte,  
orthogonale Kardiogramm und  
die mathematische Definition  
vektorkardiographischer Größen.  
Arch. Kreisf.-Forsch. 67,  
123-141 (1972)

67. MEYER, J. : Vergleichende Untersuchungen an verschiedenen Computer-Programmen zur Analyse des Elektrokardiogramms.  
Dtsch. med. Wschr. 97,  
552-559 (1972)
68. MICHAELIS, J. : Computeranalyse des Elektrokardiogramms.  
DUDECK, J. II. Programmsysteme zur automatischen EKG-Auswertung.  
Klin. Wschr. 49, 729-738  
(1971)
69. MILLIKEN, J.A. : Use of computers in the interpretation of electrocardiograms.  
WARTAK, J. Canad. med. Ass. J. 101,  
ORME, W. 377-381 (1969)  
SKOULIKIDIS, A.P.  
LYWOOD, D.W.
70. MILLIKEN, J.A. : Computer recognition of electrocardiographic waveforms.  
WARTAK, J. Canad. med. Ass. J. 103,  
ORME, W. 365-370 (1970)  
FAY, J.E.  
LYWOOD, D.W.  
ABRAHAMS, V.C.
71. MILLIKEN, J.A. : ECG data acquisition for computer analysis.  
WARTAK, J. Canad. med. Ass. J. 102,  
LYWOOD, D.W. 1281-1285 (1970)  
FAY, J.E.  
ORME, W.
72. MILLIKEN, J.A. : Diagnostic evaluation of ECG data by a computer.  
WARTAK, J. Canad. med. Ass. J. 104,  
ORME, W. 801-805 (1971)  
LYWOOD, D.W.  
FAY, J.
73. MILLIKEN, J.A. : Validity of computer interpretation of the electrocardiogram.  
WARTAK, J. Canad. med. Ass. J. 105,  
LYWOOD, D.W. 1147-1150 (1971)  
FAY, J.E.  
KRAUS, A.  
ORME, W.  
MEHTA, S.

74. MILLIKEN, J.A. : II. Some considerations relevant to the selection of an ECG program. Canad. med. Ass. J. 108, 1232-1238 (1973)
75. MINX, W. : Das Elektrokardiogramm bei ergometrischen Leistungen. Untersuchungen zur Beurteilung des Leistungs-Elektrokardiogramms nach einer physikalisch definierten Leistung von 100 Watt/1 min bei 20- bis 40jährigen gesunden untrainierten Männern. Z. Kreisl.-Forsch. 54, 448-456 (1965)
76. MURAYAMA, M. : Further study on exercise vectorcardiogram with Frank'lead. Spatial ST, T changes produced by exercise in health and disease. Jap. Heart J. 11, 400-416 (1970)
77. PIPBERGER, H.V. : What ECG computer program to choose for clinical application. The need for consumer protection. Circulation 47, 917-920 (1973)
78. PORDY, L. : Computer diagnosis of electrocardiograms. IV. A computer program for contour analysis with clinical results of rhythm and contour interpretation. Comput. biomed. Res. 1, 408-433 (1968)
79. PRYOR, T.A. : Electrocardiographic interpretation by computer. Comput. biomed. Res. 2, 537-548 (1969)

80. PUDDU, V. : Observations on T wave  
MENOTTI, A. after effort in active  
BLACKBURN, H.W. and sedentary working men.  
Acta cardiol. 20, 210-  
217 (1965)
81. RAUNIO, H. : Initial and terminal  
ANTTONEN, V.-M. notching of the QRS  
complex in the conventional  
electrocardiogram.  
Amer. Heart J. 83, 717-  
719 (1972)
82. RAUTARHARJU, P. : The exercise electrocardio-  
BLACKBURN, H. gram. Experience in  
analysis of "noisy"  
cardiograms with a small  
computer.  
Amer. Heart J. 69, 515-  
520 (1965)
83. RESNEKOV, L. : Automation in cardiology.  
Brit. Heart J. 33, 194-  
202 (1971)
84. REY, W. : P-wave detection by  
LAIRD, J.D. digital computer.  
HUGENHOLTZ, P.G. Comput. biomed. Res. 4,  
509-522 (1971)
85. RIEDL, H. : Ein neues System der  
automatischen EKG-Auswertung.  
Electromedica 4, 251-257  
(1970)
86. RIEDL, H: : Signalverarbeitung bei  
Einsatz eines Rechners  
in der Elektrokardiographie.  
Siemens-Z. 45, 130-133  
(1971)
87. RIKLI, A.E. : Computer analysis of  
TOLLES, W.G. electrocardiographic  
STEINBER, C.A. measurements.  
CARBERY, W.J. Circulation 24, 643-649  
FREIMAN, A.H. (1961)  
ABRAHAM, S.  
CARCERES, C.A.

88. SCHÄCKE, G. : Moderne Langzeitunter-  
WOITOWITZ, H.-J. suchungen von Herzschlag-  
WOITOWITZ, R. frequenz und Elektro-  
kardiogramm am Arbeits-  
platz.  
Arbeitsmed. Sozialmed.  
Arbeitshyg. 7, 171-175  
(1970)
89. SCHÄCKE, G. : Standardisierungsvor-  
WOITOWITZ, H.-J. schläge für radiotele-  
metrische oder magnetband-  
speichernde Langzeitunter-  
suchungen des Elektro-  
kardiogramms am Arbeits-  
platz.  
Arbeitsmed. Sozialmed.  
Arbeitshyg. 38, 251-258  
(1971)
90. SCHÄCKE, G. : Electrocardiography during  
WOITOWITZ, H.-J. work.  
Med. Bull. USAREUR 28,  
6-11 (1971)
91. SCHÄCKE, G. : Mehrstündig-kontinuierliche  
EKG-Aufnahmen in der  
Arbeitsmedizin.  
Münch. med. Wschr. 12,  
555-559 (1972)
92. SCHÄCKE, G. : Computer analysis of  
WELTLE, D. radiotelemetered longterm  
ESSING, H.-G. electrocardiogram.  
Med. Bull. USAREUR 31,  
46-50 (1974)
93. SHERWOOD, J.D. : V. Suggested standards  
for instrumentation in  
computer processing of  
electrocardiograms.  
Canad. med. Ass. J. 108,  
1259-1261 (1973)
94. SPANGLER, R.D. : A submaximal exercise electro-  
HORMAN, M.J. cardiographic test as a  
MILLER, S.W. method of detecting occult  
ROTENBERG, D.A. ischemic heart disease.  
BIRNHOLZ, J.C. Amer. Heart J. 80, 752-758  
SIMMONS, R.L. (1970)  
WESTURA, E.E.  
FOX, S.M.

95. STOCKSMEIER, U. : Automatische Auswertung  
von Ruhe- und Belastungs-  
EKG.  
Probleme und Ergebnisse.  
Urban & Schwarzenberg,  
München-Berlin-Wien 1973
96. TRAUTWEIN, W. : Über Membran- und Aktions-  
ZINK, K. potentiale einzelner  
Myocardfasern des Kalt-  
und Warmblüterherzens.  
Pflügers Arch. ges.  
Physiol. 256, 68-84  
(1952)
97. TRAUTWEIN, W. : Der Einfluß der Temperatur  
GOTTSTEIN, U. auf den Aktionsstrom des  
FEDERSCHMIDT, K. exzidierten Purkinje-Fadens,  
gemessen mit einer intra-  
zellulären Elektrode.  
Pflügers Arch. ges.  
Physiol. 258, 243-260  
(1953)
98. TRAUTWEIN, W. : Aktionspotential und  
DUDEL, J. Mechanogramm des Warm-  
blüterherzmuskels als  
Funktion der Herzschlag-  
frequenz.  
Pflügers Arch. ges.  
Physiol. 260, 24-39  
(1954)
99. TRAUTWEIN, W. : Der Aktionsstrom der Myo-  
GOTTSTEIN, U. cardfaser im Sauerstoff-  
DUDEL, J. mangel.  
Pflügers Arch. ges.  
Physiol. 260, 40-60  
(1954)
100. UHLEY, H.N. : Automatic surveillance of  
BROWN, A.E. heart rate and rhythm and  
FRIEDMAN, M. T wave contour. The concept  
ROSENBLUM, H. of automatic monitoring of  
SHERMAN, S.R. large numbers of patients.  
STUCKI, F.F. Amer. J. Cardiol. 26, 375-  
WILSON, J.T. 379 (1970)

101. VALENTIN, H. : Arbeitsmedizin.  
KLOSTERKÜTTER, W. Ein kurzgefaßtes Lehrbuch  
LEHNERT, G. für Ärzte und Studenten.  
PETRY, H. Thieme, Stuttgart 1971  
RUTENFRANZ, J.  
WITTGENS, H.
102. VINCENT, G.M. : QRS-wave detector evaluation.  
WEBB, G.N. Amer. Heart J. 83, 475-  
ROSS, R.S. 480 (1972)  
GUIER, W.H.
103. WARTAK, J. : Computer program for  
MILLIKEN, J.A. pattern recognition of  
KARCHMAR, J. electrocardiograms.  
Comput. biomed. Res. 3,  
344-374 (1970)
104. WARTAK, J. : Computer program for  
MILLIKEN, J.A. diagnostic evaluation of  
KARCHMAR, J. electrocardiograms.  
Comput. biomed. Res. 4,  
225-238 (1971)
105. WOITOWITZ, H.-J. : Zur Erfassung psycho-  
SCHÄCKE, G. vegetativer Belastungen am  
WOITOWITZ, R. Arbeitsplatz mit Hilfe  
der Radiotelemetrie.  
Arbeitsmed. Sozialmed.  
Arbeitshyg. 10, 259-262  
(1971)
106. WOLF, H.K. : Computer analysis of rest  
Mc INNIS, P.J. and exercise electrocardio-  
STOCK, S. grams.  
HELPPI, R.K. Comput. biomed. Res. 5,  
RAUTAHARJU, P.M. 329-346 (1972)
107. YASUI, S. : On-line diagnostic system  
YOKOI, M. of electrocardiogram by  
WATANABE, Y. small scale digital computer.  
OKAMOTO, N. Jap. Circulat. J. 32, 1597-  
OKAJIMA, M. 1601 (1968)  
MIZUNO, Y.
108. ZERDICK, J. : Die ST-Senkung im Leistungs-  
MELLEROWICZ, H. Elektrokardiogramm. Ver-  
gleichende ergometrisch-  
elektrokardiographische Unter-  
suchungen über den Einfluß des  
Zeitfaktors auf ST-Senkungen bei  
Koronarinsuffizienz.  
Z.Kreisla.-Forsch. 58, 1128-1137  
(1969)





## Lebenslauf

Am 11. Juli 1943 wurde ich als zweiter Sohn des Lehrers Walter Löding und seiner Ehefrau Gertrud, geb. Kumlehn, in Göttingen geboren. Ostern 1950 kam ich in Stadthildendorf in die Schule und besuchte vom April 1954 bis Ostern 1959 das Gymnasium in Holzminden und danach die Paul-Gerhardt-Schule in Dassel, an der ich am 7. Februar 1963 die Reifeprüfung ablegte.

Anschließend studierte ich an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg Medizin und beendete dort mein Studium am 20. Dez. 1972 mit dem Staatsexamen.

Seit dem 14. Juli 1972 bin ich verheiratet.

Vom 1. Januar bis 31. August 1973 war ich als Medizinalassistent in der Medizinischen und Chirurgischen Klinik, vom 16. Oktober 1975 bis 15. Februar 1976 in der Medizinischen Poliklinik der Universität Erlangen-Nürnberg tätig.

Seit Juli 1973 war ich Doktorand im Institut für Arbeits- und Sozialmedizin und Poliklinik für Berufskrankheiten der Universität Erlangen-Nürnberg.

Die Approbation als Arzt erhielt ich am 25. März 1976.



## **Offsetdruck-Fotodruck**

**J. Hogl, 8520 Erlangen, Hauptstr. 109 (Nähe Martin-Luther-Platz) Tel. 22990**